



特許協力条約に基づいて公開された国際出願

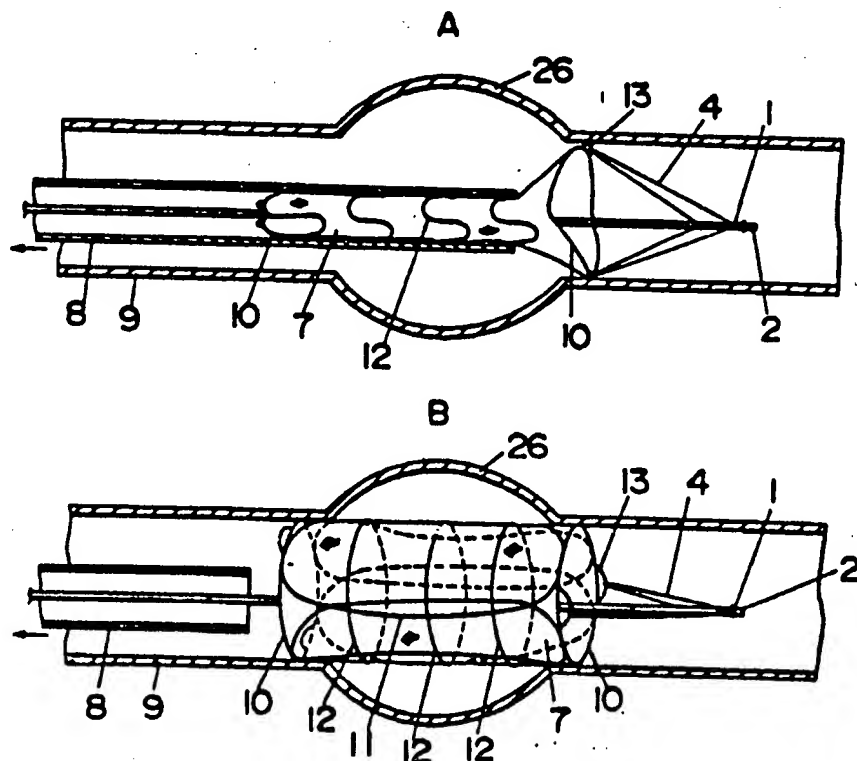
(51) 国際特許分類 A61M 29/02		(11) 国際公開番号 WO 91/12047
A1		(43) 国際公開日 1991年8月22日 (22. 08. 1991)
(21) 国際出願番号 PCT/JP91/00180 (22) 国際出願日 1991年2月14日 (14. 02. 91) (30) 優先権データ 特願平2/34247 1990年2月15日 (15. 02. 90) JP (71) 出願人; および (72) 発明者 井上寛治 (INOUE, Kanji) [JP/JP] 〒606 京都府京都市左京区下鴨宮崎町98-13 Kyoto, (JP) (74) 代理人 弁護士 赤澤一博 (AKAZAWA, Kazuhiro) 〒604 京都府京都市中京区烏丸通六角上~錦町617 六角ビル6F Kyoto, (JP) (81) 指定国 AT (欧州特許), BE (欧州特許), CA, CH (欧州特許), DE (欧州特許), DK (欧州特許), ES (欧州特許), FR (欧州特許), GB (欧州特許), GR (欧州特許), IT (欧州特許), LU (欧州特許), NL (欧州特許), SE (欧州特許), US. 添付公開書類 国際調査報告書		

(54) Title; RESILIENT AND BENDABLE INSTRUMENT INSERTED INTO HUMAN ORGAN AND DEVICE FOR BENDING SAID INSTRUMENT

(54) 発明の名称 弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具及び人体の器官に挿入する器具の折り曲げ装置

(57) Abstract

An artificial tube to be inserted into a human organ is introduced into the organ after folded in a catheter, and released after carried to an intended position in the organ. Bendable resilient ring-like wire members (10) are each disposed at each of the both ends of the artificial tube (7). Annular connecting wire members (11) are bridged between the ring-like wire members (10). The annular connecting wire members (11) are clamped by intermediate ring-like wire members (12) each to be kept in a deformed approximate elliptic shape. The artificial tube (7) is folded by bending the ring-like wire members (10), intermediate ring-like wire members (12), and annular connecting wire members (11). Then, the folded tube (7) is put into the catheter. The tube (7) is released in an intended position in the blood vessel and restored to a cylindrical shape by the resilience of the ring-like wire members (10), intermediate ring-like wire members (12), and annular connecting wire members (11).



(57) 要約

特許協力条約に基づいて公開された国際特許

(51) 国際特許分類

(11) 国際公開番号

WO 91/12047

A61M 25/02

人体の器官に挿入する人工管をカテーテル内に折り畳んで導入し、器官の目的位置に運んで放出するものである。

る。

人工管 (7) の両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部 (10) を設ける。リング状線材部 (10) 間に連結環状線材部 (11) を掛け渡す。中間リング状線材部 (12) により連結環状線材部 (11) を拘束して略楕円形に変形した状態に保持する。リング状線材部 (10)、中間リング状線材部 (12)、連結環状線材部 (11) を折り曲げて人工管 (7) を折り畳む。折り畳んだ人工管 (7) をカテーテル内に入れる。血管の目的部位で人工管 (7) を放出してリング状線材部 (10)、中間リング状線材部 (12)、連結環状線材部 (11) の弾性復元力で人工管 (7) を筒状に復元させる。

情報としての用途のみ

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第1頁にPCT加盟国を特定するために使用されるコード

AT オーストリア
AU オーストラリア
BB オルバードス
EE ベルギー
BF ブルキナ・ファソ
BG ブルガリア
BJ ベナン
BR ブラジル
CA カナダ
CF 中央アフリカ共和国
CG コンゴ
CH スイス
CI コート・ジボアール
CM カメルーン
CS チェコスロバキア

ES スペイン
FI フィンランド
FR フランス
GA ガボン
GZ ギニア
GB イギリス
GR ギリシャ
HU ハンガリー
IT イタリア
JP 日本
KP 朝鮮民主主義人民共和国
KR 大韓民国
LI リヒテンシュタイン
LK スリランカ
LU ルクセンブルグ

ML マリ
MN モンゴル
MR モーリタニア
MW マラウイ
NL オランダ
NO ノルウェー
PL ポーランド
RO ルーマニア
SD スーダン
SE スウェーデン
SN セネガル
SU ソビエト連邦
TD チャド
TG トーゴ

1

人体の器官に挿入する**明細書** — 折り曲げ自在な

弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具及び人体の器官に挿入する器具の折り曲げ装置

5

技術分野

本発明は、医療機器分野に属する弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具、及び、人体の器官に挿入する器具の折り曲げ装置に関するものである。

10

背景技術

現在、例えば、大動脈瘤の治療に当たっては、人口血管を移植することにより行われているのが現状である。つまり、手術により大動脈瘤に侵されている血管部分を切断除去し、この切断除去した部分に人工血管を縫合等の手術により接続して移植を行っていた。

15

ところで、大動脈瘤の治療に当たり、上記のように手術により人工管を移植する方法は危険率が高いという問題がある。特に破裂に対する緊急手術は、その救命率が落ちるものであり、また、解離性動脈瘤は手術が難しく死亡率が高いという問題がある。

20

本発明は、上記の従来例の問題点に鑑みてなされたものであって、その目的とするところは、手術をすることなくカテーテル内に人体の器官に挿入する器具を折り畳

25

んだ状態で入れて血管の患部やあるいはその他の人体の器官の狭窄部等の目的位置に運び、目的位置で放出することで人体の器官に挿入する器具を確実に復元させて移植できるようにするための人体の器官に挿入する器具を提供することを第1の目的とし、更に、人体の器官に挿入する器具の折り畳みや、カテーテル内への導入が簡単にできることを第2の目的とし、更に、人体の器官に挿入する器具を簡単且つ正確に折り畳むことができる装置を提供することを第3の目的とするものである。

10

発明の開示

本発明の弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具は、両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、外力が加わらない状態で略円状をした折り曲げ自在な弾性を有する連結環状線材部を複数個両側のリング状線材部間に掛け渡すとともに連結環状線材部をリング状線材部に取付け、両リング状線材部間に中間リング状線材部を配置し、該中間リング状線材部により連結環状線材部を略楕円形状に弾性変形した状態に保持して成ることを特徴とするものである。

20

また、リング状線材部の周方向を複数に分割した位置に紐を通して引くための引っ掛け部を設けてもよい。

また、本発明に係る人体に挿入する器具は、フレキシブルな布やシートにより形成した筒状の人工管の両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、

25

3

外力が加わらない状態で略円状をした折り曲げ自在な弾性を有する連結環状線材部を複数個両側のリング状線材部間に掛け渡すとともに連結環状線材部をリング状線材部に取り付け、両リング状線材部間に中間リング状線材部を配置し、該中間リング状線材部により連結環状線材部を略楕円形状に弾性変形した状態に保持して成ることを特徴とするものである。

また、弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具は、フレキシブルな布やシートにより形成した筒状の人工管の両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、リング状線材部の周方向を複数に分割した位置に紐を通して引くための引っ掛け部を設けてなることを特徴とするものであってもよい。

更にまた、本発明に係る人体の器官に挿入する器具の折り曲げ装置は、後端部が器具を前端部から挿入するための大径入口となり且つ次第に径が絞られて前端部がカテーテルの後端部にはめ込むことができる筒状の器具よりも小径の接続部となったラッパ状をしたラッパ状筒により構成してなることを特徴とするものである。

しかして、本発明においては、両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、外力が加わらない状態で略円状をした折り曲げ自在な弾性を有する連結環状線材部を複数個両側のリング状線材部間に掛け渡すとともに連結環状線材部をリング状線材部に取り付け、両リング状線材部間に中間リング状線材部を配置し、該中

3 4

外力が間リング状線材部により連結環状線材部を略楕円形状に性を弾性変形した状態に保って成る構成の人体の器官に挿入する器具を折り畳んでカテーテル内に入れるに当たり、部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部、中間リング状線材部、連結環状線材部を折り曲げて人工管を折り畳んでカテーテル内に入れ、人体の器官の目的部位において器具を放出すれば、リング状線材部、中間リング状線材部、連結環状線材部の弾性復元力で元の筒状に復元して人体の器官の内壁に押し付けられて施工されるものである。

そして、人工管の両端部の折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部、中間リング状線材部、連結環状線材部を折り曲げて人工管を折り畳んでカテーテル内に入れ、例えば、血管の目的部位（患部）において人工管を放出するものにおいては、リング状線材部、中間リング状線材部、連結環状線材部の弾性復元力で人工管が筒状に復元して血管の内壁に押し付けられて施工されるものである。この時、人工管の両端部はリング状線材部により血管の内壁に押し付けられ、人工管の中間部は移植後に外圧による血管の閉鎖を防ぐものであり、また、連結環状線材部の弾性復元力により復元した時の人工管の全体形状保持が計られ、構造的に丈夫なものとすることができる。

また、同様にして人体の器官の狭窄部に挿入して放出された場合、人体の器官の狭窄部を人工管で拡張するこ

とができる。

このように、本発明に係る器具によれば、手術をすることなく血管の患部等、所望の目的位置に折り畳んだ状態で搬送することができ、その目的位置で放出して筒状に弾性復元させることによって、人工管を移植したり、人体の器官の狭窄部を拡張したりできるという効果が得られるものである。

また、リング状線材部の周方向を複数に分割した位置に紐を通して引くための引っ掛け部を設けたものにおいては、引っ掛け部に紐を通して引っ張りながら直接、あるいは折り畳み装置を介して折り畳んでカテーテル内にいれてカテーテル内を移送することができる。そのため、人工管を折り畳んでカテーテル内へ導入する作業を、簡単かつ迅速に行うことができる。

また、人体の器官に挿入する器具を折り畳むに当たり、人工管をラッパ状筒の大径入口から入れて接続部側に移動させると、リング状線材部が円滑に所定の状態に折り曲げられることになり、人体の器官に挿入する器具が全体として所定形状に簡単且つ正確に折り畳まれることになる。

図面の簡単な説明

第1図は、本発明の人工管の斜視図である。第2図は、同人工管に用いるフレームの斜視図である。第3図は、人体に上記人工管等の媒体を導入する装置の一実施例の

5 6

とが斜視図である。第4図は、同人工管を上記装置のチューブに遊嵌した状態の斜視図である。第5図は、同上の人工管の引っ掛け部に紐を通すと共にその紐を上記チューブ内のワイヤーに巻いている状態の斜視図である。第6図は同上の紐をワイヤーに巻き付け完了した状態の斜視図である。第7図は、同実施例におけるラッパ状筒を示す図面で、Aは斜視図、BはAのX-X線断面図であり、CはAのY-Y線断面図である。第8図は、同上の前後の引っ掛け部に前引張用紐と後引張用紐を通した状態の斜視図である。第9図は同上のラッパ状筒に人工管を挿入する前の状態の斜視図である。第10図は、同上のラッパ状筒に人工管を挿入する直前の状態を示すチューブの図示を省略した斜視図である。第11図は、同上のラッパ状筒に人工管を挿入する前の状態の斜視図である。

15 第12図は、血管に挿入したカテーテル内に上記チューブ及び人工管を挿入している状態の断面図である。第13図は、同上のチューブを残してカテーテルを引き始めた状態の断面図である。第14図は、同上のカテーテルを引く状態の説明図で、Aは途中まで引いた状態の断面図であり、Bは完全に引いた状態の断面図である。第15図は、バルーンカテーテルを人工管内に移動させた状態の断面図である。第16図は、同上のチューブに対してワイヤーを引いてワイヤーから紐の巻付けを解除した状態の拡大斜視図である。第17図は、上記人工管の前

20 25 のリング状線状部を折り曲げる順序を示す説明図である。

7

- 第18図は、同人工管の後のリング状線材部を折り曲げる順序を示す説明図である。第19図は、同上の前後のリング状線材及び連結管状線材部の折り曲げ順序を示す説明図であり、Aは折り曲げ前を示し、Bは折り曲げ後
- 5 を示している。第20図は、同上の人工管を折り曲げた状態の斜視図である。第21図は、本発明の他の実施例の斜視図である。第22図は、本発明の更に他の実施例を示す図面で、A、Bはそれぞれ異なる実施例の斜視図である。第23図は、本発明の更に他の実施例の斜視図
- 10 である。第24図は、本発明の人工管を人体に導入する装置の他の実施例の斜視図である。第25図は、同上の更に他の実施例の斜視図である。第26図は、同上の更に他の実施例の斜視図である。第27図は、本発明の人工管の折り曲げの他例を示す説明図である。第28図は
- 15 本発明は、同上の折り曲げ状態の概略斜視図である。第29図は、本発明の人工管の折り曲げ例の更に他例を示す斜視図である。第30図は、本発明の人工管を狭窄部に挿入している状態の斜視図である。第31図は、同上の人工管により狭窄部を拡張した状態の斜視図である。
- 20 第32図は、同上のフレームにより狭窄部を拡張した状態の斜視図である。

発明を実施するための最良の形態

- 以下、本発明を、添付図面に示す実施例に基づいて詳
- 25 述する。

7 8

第18人体の器官に挿入する器具としては、例えば、人工血管管、あるいは、人体の器官の狭窄部を拡張するための人工管やフレイム等がある。

- 以下、人体の器官に挿入する器具として人工血管7の例につき説明する。図は、同様の人工血管7の形状の人工血管7は、第1図に示すように、布、フィルム等により可撓性のある筒状に形成しており、この人工血管7は、フレイム32により筒状の形状を保持するようにしてある。フレイム32は、第2図に示すようなもので、人工血管7の両端部に取り付けられて縫着や接着等により固着されるリング状線材部10と、両リング状線材部10間に架設した複数の連結環状線材部11と、更に、両リング状線材部10間に配置される中間リング状線材部12とで構成された立体構造となっている。ここで連結環状線材部11は外力を加えない状態では略円状となった弾性線材を用い、この略円状の連結環状線材部11を第2図のように両側のリング状線材部10の間に配置して固着し、同様にしてリング状線材部10の周方向に複数個連結環状線材部11を配置して固着し、更に、両側のリング状線材部10間に弾性を有する中間リング状線材部12を配置して構成してある。中間リング状線材部12は、部分的に人工血管7に固着し、これら中間リング状線材部12の特定のもの（この実施例では、各リング状線材部7に隣接する2本の中間リング状線材部12）を上記両側のリング状線材部10間に架設した複数の連

結環状線材部 1 1 の外側に位置させて元来略円状であった連結環状線材部 1 1 を押さえることで、第 1 図、第 2 図のように、楕円状に強制変形させてあり、このことにより楕円状が略円状に戻ろうとする弾性復元力が蓄積されることになり、この弾性力が人工血管 7 を折り曲げても全体として元の筒状に復元させるばね力となっている。ここで、連結環状線材部 1 1 が外力を加えない状態で略円状をしているということは、厳密に円状であることのみ限定されず、あらかじめ楕円に近い形状のものも含むものであり、この場合は、外力を加えることで略円状（楕円形状）の連結環状線材部 1 1 をより扁平な楕円形状に変形させた状態で両端部のリング状線材部 1 0 間に架設する。なお、第 1 図、第 2 図の実施例では、一部の中間リング状線材部 1 2（第 1 図、第 2 図において 3 つの中間リング状線材部 1 2 のうち真ん中のもの）は、連結環状線材部 1 1 の内側に位置して連結環状線材部 1 1 が人工血管 7 の内部に食い込まないように保持している。ここで、連結環状線材部 1 1 と中間リング状線材部 1 2 とは非固着となっているが、これは折り曲げる時に連結環状線材部 1 1 と中間リング状線材部 1 2 とが相互に影響し合うことなくスムーズに折り曲げができるようにするためである。勿論、一部の中間リング状線材部 1 2 を部分的に連結環状線材部 1 1 に結合することも可能である。また、連結環状線材部 1 1 は、1 乃至複数箇所で相互に結合してもよい。また、複数個の中間リング状線材

910

部12のうち連結環状線材部11の外側に位置する中間
リング状線材部12は、上記のように連結環状線材部1
1を略楕円形状に変形させる役目をしているが、逆に、
中間リング状線材部12は、略楕円形状に弾性変形させ
5 られている連結環状線材部11により中間リング状線材
部12を持続的に押し広げる力を付与していて、中間リ
ング状線材部12を折り曲げた時後復元させる際に、中
間リング状線材部12が円状に復元するのを助けている。
また、実施例では連結環状線材部11は人工血管7に直
10 接固着していないが、必要に応じて連結環状線材部11
の一部を人工血管7に固着してもよい。上記リング状線
材部10、連結環状線材部11、中間リング状線材部1
2はいずれも弾性復元力が優れた柔軟な材質のもの、例
えばチタンニッケル合金針金等が使用されるが、勿論こ
15 れのみに限定されるものではない。なお、チタンニッケ
ル合金針金等は溶接等がしにくが、リング状にした線材
同士は紐等でも結合できて組み立てが簡単となる。また、
リング状線材部10、連結環状線材部11、中間リング
状線材部12の径は人工血管7の径に対応して約20mm
20 ~30mm程度に設定してある。また、人工血管7の長さ
は患部に移植すべき長さに応じて適宜長さが選択される。
上記両端部にリング状線材部10を装着した人工血管7
の一端部の開口縁の対向する2箇所に糸などにより輪状
の引っ掛け部13が形成してある。なお、必要に応じて
25 人工血管7の他端部の開口縁の対向する2箇所に同様に

11

して糸などにより引っ掛け部 13 a を設けてもよい。この場合、引っ掛け部 13 a の位置は引っ掛け部 13 に対して人工血管 7 の周方向において、90° ずれて位置している。

- 5 上記の構成の人工血管 7 は、第 3 図に示すような人体の管に媒体を導入する装置を用いて行うものである。この装置は金属製の変形性を有するチューブ 2 と、チューブ 2 の前端部付近に設けた側面窓部 1 と、チューブ 2 の側面窓部 1 の近傍に一端部を固着した紐 4 と、チューブ
10 2 内に移動自在に挿入したワイヤー 3 とで構成してある。

上記のような構成の人体に媒体を導入する装置を用いて本発明の人工血管 7 を人体の器官の一部である血管 9 の目的位置（患部 26）に移動するには以下のようにして行うものである。

- 15 しかし、上記の構成の人工血管 7 を、第 4 図のようにチューブ 2 に外嵌し、第 5 図のように紐 4 を人工血管 7 の前端部に位置する引っ掛け部 13 に通し、この紐 4 を更にチューブ 2 の側面窓部 1 部分においてワイヤー 3 に半巻き、又は一回、又は複数巻き、チューブ 2 に挿入
20 したワイヤー 3 に人工血管 7 を保持する。この場合、ワイヤー 3 の先端を一旦側面窓部 1 から出して紐 4 を巻き、その後再びワイヤー 3 の先端を側面窓部 1 からチューブ 2 内に挿入することで簡単に側面窓部 1 においてワイヤー 3 に紐 4 を巻いた状態とすることができるものである。
25 また、この場合、更に、第 6 図のように紐 4 に結び目の

1 1 1 2

して、ような膨大部14を設けておくと紐4が側面窓部1の縁のとワイヤー3との間に挟み込まれてより正確に紐4の保持ができるものである。また、紐4は第24図のように複数本設けてもよい。このようにワイヤー3により媒体5である人工血管7を保持した状態で、チューブ2をカテーテル8内に挿入して血管9の目的位置（患部26）に至らせるのであるが、この場合、チューブ2を直接カテーテル8の後端部から押し込み、紐4で人工血管7を引きながら同時に人工血管7の前端部のリング状線材部100を変形させて折り畳みながらカテーテル8内に折り畳んで挿入したり、あるいは、第7図に示すような人工血管7の折り曲げ装置を用いて人工血管7をあらかじめ折り畳み、その後この折り畳んだ人工血管7をカテーテル8内に挿入する。

15 以下、第7図に示す人工血管の折り曲げ装置を用いて人工血管7をあらかじめ折り畳んで、カテーテル8に挿入する実施例につき説明する。

第7図において18はラッパ状筒であり、後端部が筒状の人工血管7を前端部から挿入するための大径入口18aとなっており、この大径入口18a側から次第に径が絞られて前端部がカテーテル8の後端部にはめ込むことができる人工血管7よりも小径となった断面円状の金属筒よりなる接続部19となったラッパ状をしたラッパ状筒18となっている。そして、この前端部の接続部19はカテーテル8の後端部に着脱自在にはめ込んで接続

20

25

13

することができるようになっている。第7図において15はカテーテル8の後端部に設けた逆止弁であって、この逆止弁15は弾性膜により形成しており、弾性膜に孔17を穿孔しており、通常はこの孔17は閉塞しているものである。そして、接続部19をカテーテル8の後端部にはめ込んだ場合には、金属筒よりなる接続部19が弾性膜の孔17を押し広げて挿入されるものである。ラッパ状筒18は図示実施例では引っ掛け部13をリング状線材部10の2等分点に位置させたので断面楕円状をしているが、引っ掛け部13をリング状線材部10の3等分点に位置させた場合は断面三角形状とし、また、引っ掛け部13をリング状線材部10の4等分点に位置させた場合は断面四角形状とするものである。そして、第8図に示す実施例においては、人工血管7の前端部の開口縁の対向する2箇所に形成した引っ掛け部13に前引張用紐20を通し、また、人工血管7の他端部の開口縁の対向する2箇所に設けた引っ掛け部13aに後引張用紐21を通し、この後引張用紐21の他端を棒状をした把手22に取付ける。この状態で、更に、第11図に示すようにチューブ2にバルーンカテーテル23を遊嵌し、バルーンカテーテル23の先端がチューブ2に遊嵌した人工血管7の後端から略2〜3cm離れた位置に位置させ、この状態でバルーンカテーテル23の締め付け具24を締め付けてバルーンカテーテル23をチューブ2と一体に動くようにセットする。

1 3 1 4

する。次にラッパ状筒 18 をカテーテル 8 から外した状態
では、第 9 図、第 10 図のように引張用紐 20 をラッパ状
の筒 18 の後部より挿入して先端の接続筒 19 から前方に
17 導出するとともにチューブ 2 を一定程度ラッパ状筒 18
5 の内に挿入する。この状態で第 10 図のように把手 22 で
後方に向く引張力を加えながら前引張用紐 20 を前方に
引きながら人工血管 7 をラッパ状筒 18 の大径の入口 1
8 a からラッパ状筒 18 内に導入する。ここで、前端的
リング状線材部 10 を周方向において 4 等分してこの 4
10 等分した仮想の点（またはその付近）を便宜上第 1 の点
4 1₁、第 2 の点 4 2₁、第 3 の点 4 3₁、第 4 の点 4
4₁、また後端的リング状線材部 10 を周方向において
第 1 の点 4 1₂、第 2 の点 4 2₂、第 3 の点 4 3₂、第
4 の点 4 4₂ の 4 点で 4 等分し、前端的リング状線材部
15 10 の第 1 の点 4 1₁ と第 3 の点 4 3₁ とをそれぞれ引
っ掛け部 13 の取付け部分に該当させた場合、前端的リ
ング状線材部 10 の第 1 の点 4 1₁ および第 3 の点 4 3₁
を結んだ線が第 7 図の B に示すように略楕円状となっ
た大径の入口 18 a の短径方向に位置すると共に第 2 の
20 点 4 2₂ と第 4 の点 4 4₂ とを結んだ線が該入口 18 a
の長径方向に位置するように（つまり第 10 図に示すよ
うに）セットし、この状態で前引張用紐 20 を引くと、
人工血管 7 の前端的リング状線材部 10 の対向する 2 点
である第 1 の点 4 1₁ と第 3 の点 4 3₁（ここで、前述
25 のように前端的リング状線材部 10 の第 1 の点 4 1₁ と

15

第3の点43₁とはそれぞれ引っ掛け部13の取付け部分に該当する)が前引張用紐20で引かれるため、前端のリング状線材部10は対向する引っ掛け部13の取付け部分である第1の点41₁と第3の点43₁とが近づくように偏平に潰されるとともにラッパ状筒18を第1の点41₁と第3の点43₁が先に引かれるため偏平に潰された前端のリング状線材部10は更に前端のリング状線材部10の対向する第2の点42₁と第4の点44₁とが後方に位置し且つ第2の点42₁と第4の点44₁とが近づくように折り曲げられながらラッパ状筒18内に挿入していくものである。つまり、前端のリング状線材部10は第17図のAの状態から、Bの状態に変形し、更に、Cの状態に変形して、引っ掛け部13部分である第1の点41₁及び第3の点43₁が前向きの山形の頂となり、第2の点42₁と第4の点44₁とが前向きの谷形の底となって、前端のリング状線材部10が全体として波状となるものである。この時、更に、前引張用紐20を前方へ更に引くと、後端のリング状線材部10は後引張用紐21により対向する位置に設けた引っ掛け部13a部分(この部分が後端のリング状線材部10の第2の点42₂、第4の点44₂に該当する)で後方に引かれているので、後端のリング状線材部10は対向する第2の点42₂及び第4の点44₂に該当する引っ掛け部13aの取付け部分で後方に引かれて、同時に人工血管7の前端が前記前引張用紐20で前方に引かれる

15 16

第3のため、3後端のリング状線材部10は第1の点41₂と第3の点43₂とが先にラッパ状筒18内に引かれて第1の点41₂と第3の点43₂とが近づくように偏平に潰れ部分されるとともに対向する第2の点42₂と第4の点44₂とが後方に位置し且つ第2の点42₂と第4の点44₂とが近づくように折り曲げられながらラッパ状筒18内に挿入していくものである。つまり、後端のリング状線材部10は第18図のAの状態から、Bの状態に変形し、更に、Cの状態に変形して、引っ掛け部13a部分である第2の点42₂と第4の点44₂とが後向きの山形の頂となり、第1の点41₂と第3の点43₂とが後向きの谷形の底となって、後端のリング状線材部10が全体として波状となるものである。第19図のA、Bに上記のようにして折り曲げられる人工血管7の前後両端のリング状線材部10と連結環状線材部11との折り曲げの各過程における変形させられた部材相互の関係が示してある（この図では便宜上、中間リング12を省略した図面が示してある）。すなわち、第19図のA→Bの順序で折り曲げられることになる。このように折り曲げると、連結環状線材部11が第19図のBに示すように略直線状となって弛むことがないようになっている。第20図に上記のようにして折り曲げた人工血管7の折り曲げ状態を示している。このようにして人工血管7をラッパ状筒18の大径の入口18aから入れて折り畳みながら接続筒19内に導入した状態で、上記の前引張用紐

17

20と後引張用紐21とをそれぞれ結び目を外して、一端を引くことにより引っ掛け部13及び引っ掛け部13aから引き抜くものである。

一方、カテーテル8をあらかじめ例えば足の付け根の
5 股動脈に穿刺して大動脈瘤等の血管9の患部26までカ
テーテル8の先端部を送り込んでおく。この場合、カテ
ーテル8の先端部を目的部位である患部の少し先まで位
置するように差し込むものである。次に、金属筒19を
10 カテーテル8の後端部に設けた逆止弁16である弾性膜
の孔17に差込み、この状態で、該ワイヤー3を挿入し
たチューブ2をカテーテル8内に差し込み、該ワイヤー
3を挿入したチューブ2の先端を第12図のようにカテ
ーテル8の先端に位置させてワイヤー3に保持した人工
血管7をチューブ2内の先端部の目的位置に位置させる。
15 ここで、ワイヤー3を挿入したチューブ2をそのままの
位置に残したまま第13図→第14図のように引き抜い
ていくと、カテーテル8内に折り畳まれて挿入されてい
た人工血管7はその前端部から開きながら第13図→第
14図A→第14図Bの順序で血管9内に放出される。
20 放出された人工血管7はリング状線材部10及び連結環
状線材部11の弾性復元力により筒状に復元して血管9
内壁に圧接するものである。放出位置が悪ければ人工血
管7を保持しているチューブ2を前後移動させて人工血
管7の位置調整をする。次に、締め付け具24の締め付
25 けを解除してバルーンカテーテル23とチューブ2との

17 18

20 と結合を解除し、バルーンカテーテル8をチューブ2に沿
端を引くって人工血管7内に押し進め、その先端を第15図に示
a から示すように人工血管7の先端に至るまで進める。ここで、
一方、バルーンカテーテル23を第15図の一点鎖線のように
5 膨脹させて人工血管7を完全に拡張して血管9内壁に固
定させる。上記人工血管7の固定が終わると、バルーン
カテーテル23を収縮させて抜取る。そして、人工血管
7が血管9内壁に固定されたことを確認した後、第16
図のようにチューブ2に対してワイヤ3を引くとワイヤ
10 3の先端がチューブ2の側面窓部1よりも後退した時
たチューブ2の側面窓1部分でワイヤ3に巻いていた紐4がワイヤ
3から外れる。この状態で、チューブ2を引くと、紐
4が引っ掛け部13から外れ、人工血管7のみを血管9
の所定位置に残してチューブ2が引き出される。

15 上記実施例ではバルーンカテーテル23を用いた実施
例を示したが、バルーンカテーテル23を用いなくて、
人工血管7の弾性復元力のみで人工血管7を血管9の内
壁に圧接するようにしてもよい。

次に、本発明の人工血管7の他の実施例を第21図に
20 より説明する。この実施例では連結環状線材部11の両
端部が前後両側のリング状線材部10よりも筒状の人工
血管7の軸方向の外側に向けて突出している。このよう
にすると、リング状線材部10と連結環状線材部11と
の固着箇所30、31が2箇所となり、この結果、リン
グ状線材部10を折り畳んだ後に復元させる際に、2箇
25

所で固定した連結環状線材部 11 が円状に戻ろうとする弾性復元力がリング状線材部 10 に付与されて、リング状線材部 10 が円形に復元する際の助けとなるものである。連結環状線材部 11 が人工血管 7 の両端部から突出
5 することで血管 9 と人工血管 7 の移植部分での段差を作らずスムーズに内壁に繋がるものである。ここで、第 22 図 A、B のように連結環状線材部 11 の交点でリング状線材部 10 に固着してもよい。ところで、第 22 図 B には連結環状線材部 11 の前後両端のリング状線材部 1
10 0 よりも軸方向の外方に向けて突出した部分の先端に更に先端リング状線材部 10 a を固定してもよい。この場合、連結環状線材部 11 の先端が血管 9 の内壁を傷つけるのを先端リング状線材部 10 a により防ぐようになっている。また、連結環状線材部 11 の先端が広がり、血
15 管 9 内壁と密着し、人工血管 7 が下流に流されるのを防ぐようになっている。

また、人工血管 7 の外表面に第 23 図に示すように突起物 35 を突設してもよい。この場合、突起物 35 の形状は第 23 図に示すように略 V 字状の突起、あるいはい
20 ば状の突起、先端が尖った突起等種々の形状のものが考えられ、針金、硬い糸、ゴムなど種々の材料により形成してある。上記突起物 35 はリング状線材部 10、連結環状線材部 11、人工血管 7 の本体部分を構成する布の外
25 外面等に形成される。また、突起物 35 は人工血管 7 の外面に垂直に突設したり、あるいは、先端が後方を向く

19 20

所で図ならに傾斜させて突設する。このように突起物35を人工血管7の外面に突設すると、突起物35が血管9の内壁に食い込んだり、滑り止めの摩擦抵抗となって、人工血管7が血流で下流に流されるのが防止されるものである。また、突起物35と血管9との接触部分での設けを伴

また、上記各実施例において人工血管7の外側にリング状線材部10、連結環状線材部11、中間リング状線材部12を配設したものを示したが、これらリング状線材部10、連結環状線材部11、中間リング状線材部12を人工血管7の内側に配設してもよい。

なお、第25図は人体に媒体たる人工血管7等を導入する装置の他例が示してある。この実施例においては、チューブ2の先端部に柔軟な案内筒5を連続して設けたものである。ここで案内筒5は柔軟な金属やポリエチレン等の合成樹脂により形成したコイルやあるいは柔軟な合成樹脂やゴムにより形成した筒である。このように、チューブ2の先端部に柔軟な案内筒5を連続して設けたのはチューブ2の先端が血管9の内壁を損傷しないようにするための工夫である。

また、第26図には人体に媒体を導入する装置の更に他例が示してある。この実施例においては、短いチューブ2の先端部に短い案内筒5を連続して設けると共にチューブ2の後端部に長い後部筒6を連続して設けたものであり、短い案内筒5及び長い後部筒6はいずれも柔軟な金属やポリエチレン等の合成樹脂により形成したコイ

21

ルやあるいは柔軟な合成樹脂やゴムにより形成した筒で構成してある。このように、チューブ2の前端部に柔軟な短い案内筒5を連続させると共にチューブ2の後端部に柔軟な後部筒6を連続させることで、血管9に挿入するに当たり、血管9の屈曲に対して柔軟な案内筒5及び後部筒6が容易に沿ってスムーズに移動でき、また、案内筒5及び後部筒6の柔軟さにより血管9の内壁の破損を防止するものである。

上記した実施例において、人工血管7を折り畳んでカテーテル8内に挿入するに当たり、前端のリング状線材部10をそれぞれ周方向において第1の点41₁、第2の点42₁、第3の点43₁、第4の点44₁の4点で4等分し、また、後端のリング状線材部10をそれぞれ周方向において第1の点41₂、第2の点42₂、第3の点43₂、第4の点44₂の4点で4等分して折り曲げて挿入する例を示したが、第27図、第28図のように前後端のリング状線材部10を周方向において8等分して、この8等分した仮想の点（またはその付近）を便宜上前端のリング状線材部10を周方向において8等分して、この8等分した仮想の点（またはその付近）を便宜上第1の点51₁、第2の点52₁、第3の点53₁、第4の点54₁、第5の点55₁、第6の点56₁、第7の点57₁、第8の点58₁、また、後端のリング状線材部10を周方向において、第1の点51₂、第2の点52₂、第3の点53₂、第4の点54₂、第5の点

2 1 2 2

ルや55₂は、第6の点56₂や第7の点57₂、第8の点58₂の8点で8等分し、前端のリング状線材部10の第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁とをそれぞれ引っ掛け部13の取付け部分に5 該当させた場合、前端のリング状線材部10の第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁とが第27図に示すように断面正方形（または円形）となった大径の入口18aの各辺の略中央側に位置するようにセットし、この状態で前引張用紐20を引くと、

10 人工血管7の前端のリング状線材部10の第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁（ここで、前述のように前端のリング状線材部10の第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁とはそれぞれ引っ掛け部13の取付け部分に

15 該当する）が前引張用紐20で引かれるため、前端のリング状線材部10は対向する引っ掛け部13の取付け部分である第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁とが互いに近づき且つ人工血管7の軸方向の前方に位置するように押し潰されるとともに

20 ラッパ状筒18内を第1の点51₁と第3の点53₁と第5の点55₁と第7の点57₁とが先に引かれるため潰された前端のリング状線材部10は更に前端のリング状線材部10の第2の点52₁、第4の点54₁、第6の点56₁、第8の点58₁とが後方に位置し且つ第2

25 の点52₁と第4の点54₁と第6の点56₁と第8の

2 3 2 2

点 5 8₁ とが近づくように折り曲げられながらラッパ状筒 1 8 内に挿入していくものである。つまり、前端のリング状線材部 1 0 は引っ掛け部 1 3 部分である第 1 の点 5 1₁ と第 3 の点 5 3₁ と第 5 の点 5 5₁ と第 7 の点 5 7₁ とが前向きの山形の頂となり、第 2 の点 5 2₁ と第 4 の点 5 4₁ と第 6 の点 5 6₁ と第 8 の点 5 8₁ とが前向きの谷形の底となって、前端のリング状線材部 1 0 全体が波状となるものである。この時、更に、前引張用紐 2 0 を前方に更に引くと、後端のリング状線材部 1 0 は後引張用紐 2 1 により対向する位置に設けた引っ掛け部 1 3 a (この部分が後端のリング状線材部 1 0 の第 2 の点 5 2₂、第 4 の点 5 4₂、第 6 の点 5 6₂、第 8 の点 5 8₂ に該当する) で後方に引かれているので、後端のリング状線材部 1 0 は対向する第 2 の点 5 2₂ と第 4 の点 5 4₂ と第 6 の点 5 6₂ と第 8 の点 5 8₂ に該当する引っ掛け部 1 3 a の取付け部分で後方に引かれて、同時に人工血管 7 の前端が前記前引張用紐 2 0 で前方に引かれるため、後端のリング状線材部 1 0 は第 1 の点 5 1₂ と第 2 の点 5 3₂ と第 5 の点 5 5₂ と第 7 の点 5 7₂ が先にラッパ状筒 1 8 内に引かれて第 1 の点 5 1₂ と第 3 の点 5 3₂ と第 5 の点 5 5₂ と第 7 の点 5 7₂ とが近づくように潰されるとともに対向する第 2 の点 5 2₂ と第 4 の点 5 4₂ とが後方に位置し且つ第 2 の点 5 2₂ と第 4 の点 5 4₂ と第 6 の点 5 6₂ と第 8 の点 5 8₂ とが近づくように折り曲げられながらラッパ状筒 1 8 内に挿入

2234

点5といくものである。つまり、後端のリング状線材部10は引っ掛け部13 a部分である第2の点52₂と第4の点54₂と第6の点56₂と第8の点58₂とが後向きの山形の頂となり、第1の点51₂と第3の点53₂と第5の点55₂と第7の点57₂とが後向きの谷形の底となって、後端のリング状線材部10が全体として波状となるものである。第28図にはこの実施例において折り曲げられている状態の概略図が示してある。

第29図には、前後のリング状線材部10を周方向において6等分して、この6等分した仮想の点（またはその付近）を便宜上前端のリング状線材部10を周方向において6等分して、この6等分した仮想の点（またはその付近）を便宜上第1の点61₁、第2の点62₁、第3の点63₁、第4の点64₁、第5の点65₁、第6の点66₁、また、後端のリング状線材部10を周方向において第1の点61₂、第2の点62₂、第3の点63₂、第4の点64₂、第5の点65₂、第6の点66₂の6点で6分割し、前端のリング状線材部10の第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁とをそれぞれ引っ掛け部13の取付け部分に該当させた場合、前端のリング状線材部10の第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁とが第29図に示すように断面正方形（または円形）となった大径の入口18aの各辺の略中央側に位置するようにセットし、この状態で前引張用紐20を引くと、人工血管7の前端のリング状線材部

25

10の第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁（ここで、前述のように前端のリング状線材部10の第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁とはそれぞれ引っ掛け部13の取付け部分に該当する）が前
5 引張用紐20で引かれるため、前端のリング状線材部10は対向する引っ掛け部13の取付け部分である第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁とが互いに近づき且つ人工血管7の軸方向の前方に位置するように押し潰されるとともにラッパ状筒18内を第1の点61
10₁と第3の点63₁と第5の点65₁とが先に引かれるため潰された前端のリング状線材部10は更に前端のリング状線材部10の第2の点62₁、第4の点64₁、第6の点66₁とが後方に位置し且つ第2の点62₁と第4の点64₁と第6の点66₁とが近づくほうに折り
15 曲げられながらラッパ状筒18内に挿入していくものである。つまり、前端のリング状線材部10は引っ掛け部13部分である第1の点61₁と第3の点63₁と第5の点65₁とが前向きの山形の頂となり、第2の点62₁と第4の点64₁と第6の点66₁とが前向きの谷方
20 の底となって、前端のリング状線材部10が全体として波状となるものである。この時、更に、前引張用紐20を前方に更に引くと、後端のリング状線材部10は後引張用紐21により対向する位置に設けた引っ掛け部13
a（この部分が後端のリング状線材部10の第2の点6
25 2₂、第4の点64₂、第6の点66₂に該当する）で

26

後方に引かれているので、後端のリング状線材部 10 は
対向する第 2 の点 6 2₂ と第 4 の点 6 4₂ と第 6 の点 6
6₂ に該当する引っ掛け部 1 3 a の取付け部分で後方に
引かれて、同時に人工血管 7 の前端が前記前引張用紐 2
5 0 で前方に引かれるため、後端のリング状線材部 10 は
第 1 の点 6 1₂ と第 3 の点 6 3₂ と第 5 の点 6 5₂ が先
にラッパ状筒 1 8 内に引かれて第 1 の点 6 1₂ と第 3 の
点 6 3₂ と第 5 の点 6 5₂ とが近づくように潰されると
ともに対向する第 2 の点 6 2₂ と第 4 の点 6 4₂ と第 6
10 の点 6 6₂ とが後方に位置し且つ第 2 の点 6 2₂ と第 4
の点 6 4₂ と第 6 の点 6 6₂ とが近づくように折り曲げ
られながらラッパ状筒 1 8 内に挿入していくものである。
つまり、後端のリング状線材部 10 は引っ掛け部 1 3 a
部分である第 2 の点 6 2₂ と第 4 の点 6 4₂ と第 6 の点
15 6 6₂ とが後向きの山形の頂となり、第 1 の点 6 1₂ と
第 3 の点 6 3₂ と第 5 の点 6 5₂ とが後向きの谷形とな
って、後端のリング状線材部 10 が全体として波状とな
るものである。

なお、上記各実施例においては、前後端のリング状線
20 材部 10 を周方向に便宜上 4 等分、あるいは 6 等分、あ
るいは 8 等分した実施例を示したが、10 等分または他
の複数の偶数点に分割し、この分割点に引っ掛け部 1 3、
1 3 a をそれぞれ設けて折り曲げるようにすることも可
能である。いずれの場合も、引っ掛け部 1 3、1 3 a は、
25 各連結環状線材部 1 1 の頂点に対応する部位、あるいは、

2.7

隣設する連結環状線材部 11 の頂点間の 2 等分位置に設けるのが最も好ましい。すなわち、このような位置に引っ掛け部 13, 13a を設けておけば、リング状線材部 7 を均等な波形に変形させることが可能となる。

- 5 なお、上記の実施例では連結環状線材部 11 として上記した外力が加わらない状態で円状となるものの例を示したが、外力を加えない状態で楕円状となるものであってもよい。

- 10 なお、上記各実施例では、人体の器官に挿入する器具として人工血管 7 の例を説明したが、上記人工血管 7 と同じ構造の人工管 7 を人体の器官 9a の狭窄部 26a を拡張するためのものとして使用することができる。すなわち、上記人工血管 7 と同様にして人体の器官 9a の狭窄部 26a に第 30 図のようにして人工管 7 を挿入し、
- 15 第 30 図の位置で人工管 7 を放出すると、第 31 図のように上記した人工血管 7 と同様の構造の人工管 7 の弾性復元力により人体の器官 9a の狭窄部 26a 部分が押し広げられることになる。この人体の器官 9a の狭窄部 26a の拡張に用いる人工管 7 は第 30 図、第 31 図に示すもののみに限定されず、第 21 図、第 22 図 A、B、
- 20 第 23 図に示すもの、あるいはその他の本発明の人工血管 7 と同じ構造のものが使用できるのは勿論である。

- 25 また、第 32 図には人体の器官 9a の狭窄部 26a を拡張するための器具として、上記した人工血管 7 において筒状をした布やシートを省いたフレーム 32 のみを用

228

図1の実施例が示してある。すなわち、フレーム32のみのみを上記と同様にして人体の器官9aの狭窄部26a部分に挿入し、第32図のように狭窄部26aで放出してフレーム32の弾性復元力により人体の器官9aの狭窄部26aを押し広げることができる。ここで使用するフレーム32としては、第2図に示す構造のフレームだけでなく、第21図、第22図A、B、第23図に示すフレーム32付きの人工血管7等から布やシートの筒状部分を取り去った残りのフレーム32のみの構造のものを適宜使用することができるものである。

同様の人工血管7を人体の器官9aの狭窄部26aに挿入し、

産業上の利用上の利用可能性

以上のように、本発明に係る弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具は、人工血管や人体器官内の狭窄部を押し広げる器具として有用である。そして、本発明の折り曲げ装置は、その器具をカテーテル内に折り畳んで挿入し、人体の目的位置において放出する作業を円滑に進める上で有用なものである。

請求の範囲

1. 両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、外力が加わらない状態で略円状をした折り曲げ自在な弾性を有する連結環状線材部を複数個両側のリング状線材部間に掛け渡すとともに連結環状線材部をリング状線材部に取付け、両リング状線材部間に中間リング状線材部を配置し、該中間リング状線材部により該連結環状線材部を略楕円形状に弾性変形した状態に保持して成ることを特徴とする弾性復元力を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具。
2. リング状線材部の周方向を複数に分割した位置に紐を通して引くための引っ掛け部を設けて成ることを特徴とする請求の範囲第1項記載の弾性復元力を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具。
3. フレキシブルな布やシートにより形成した筒状の人工管の両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、外力が加わらない状態で略円状をした折り曲げ自在な弾性を有する連結環状線材部を複数個両側のリング状線材部間に掛け渡すとともに連結環状線材部をリング状線材部に取付け、両リング状線材部間に中間リング状線材部を配置し、該中間リング状線材部により連結環状線材部を略楕円形状に弾性変形した状態に保持して成ることを特徴とする弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する機具。
4. フレキシブルな布やシートにより形成した筒状の人

230

工管の両端部に折り曲げ自在な弾性を有するリング状線材部を設け、該リング状線材部の周方向を複数に分割した位置に紐を通して引くための引う掛け部を設けて成ることを特徴とする請求の範囲第3項記載の弾性復元機能を有する折り曲げ自在な人体の器官に挿入する器具。

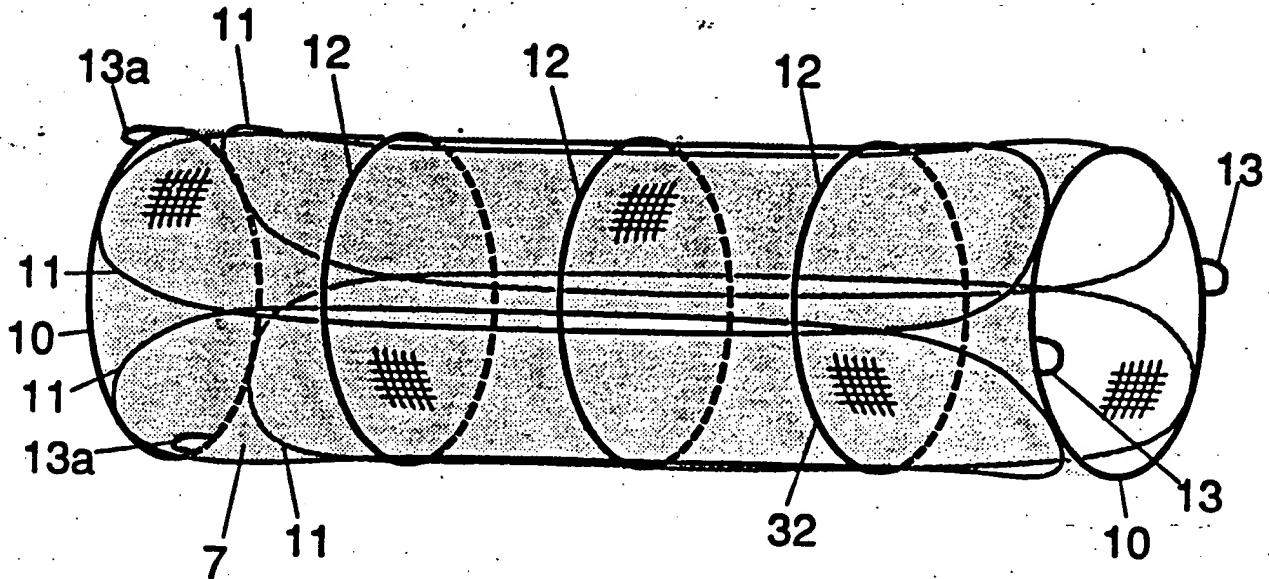
5. 請求の範囲第1項、第2項、第3項のいずれかに記載した人体の器官に挿入する器具を折り曲げるための装置であって、後端部が器具を前端部から挿入するための大径入口となり且つ次第に径が絞られて前端部がカテ
10 テルの後端部にはめ込むことができる筒状の器具よりも小径の接続部となったラッパ状をしたラッパ状筒により構成して成ることを特徴とする人体の器官に挿入する器具の折り曲げ装置。

15

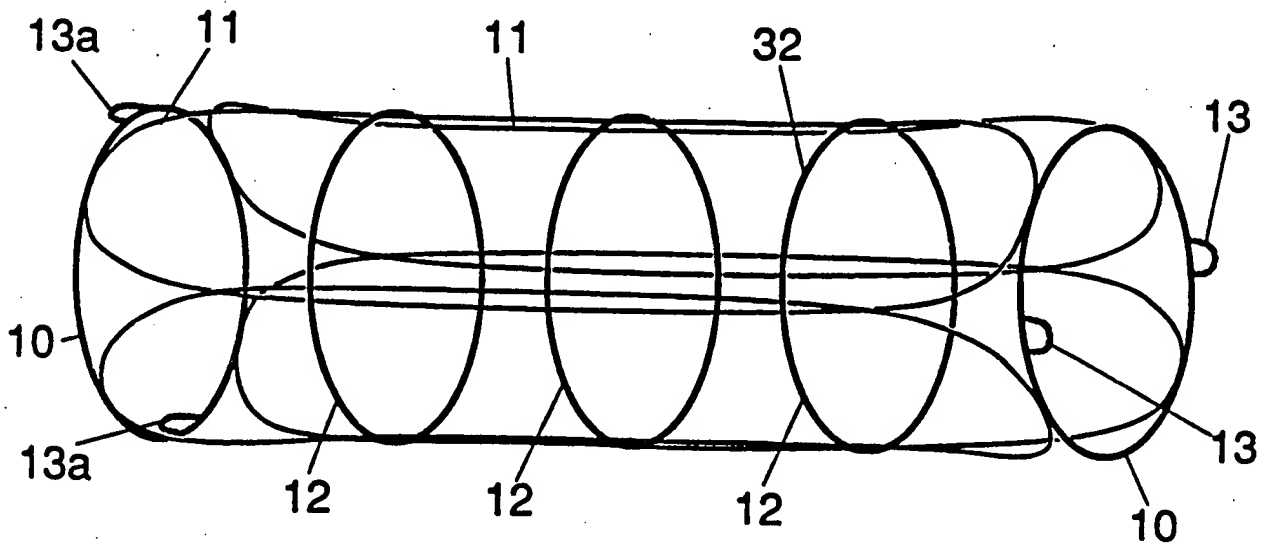
20

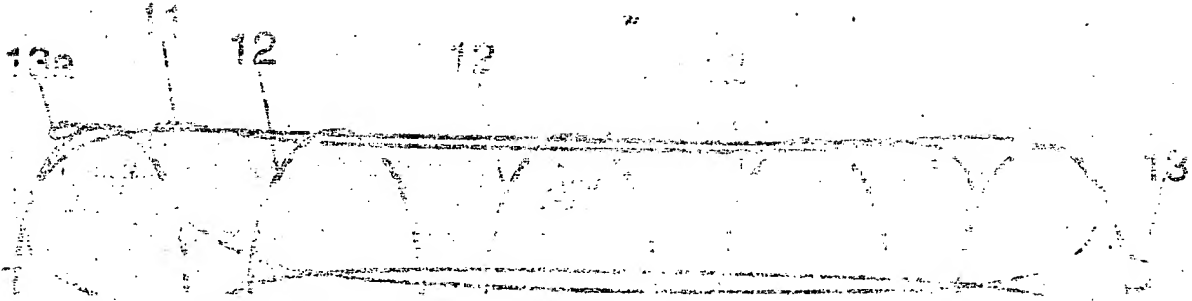
25

第1図

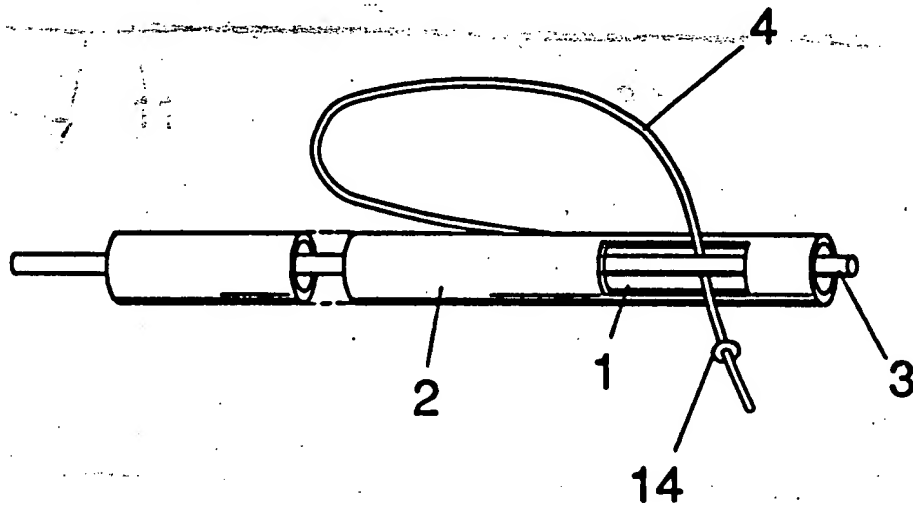


第2図

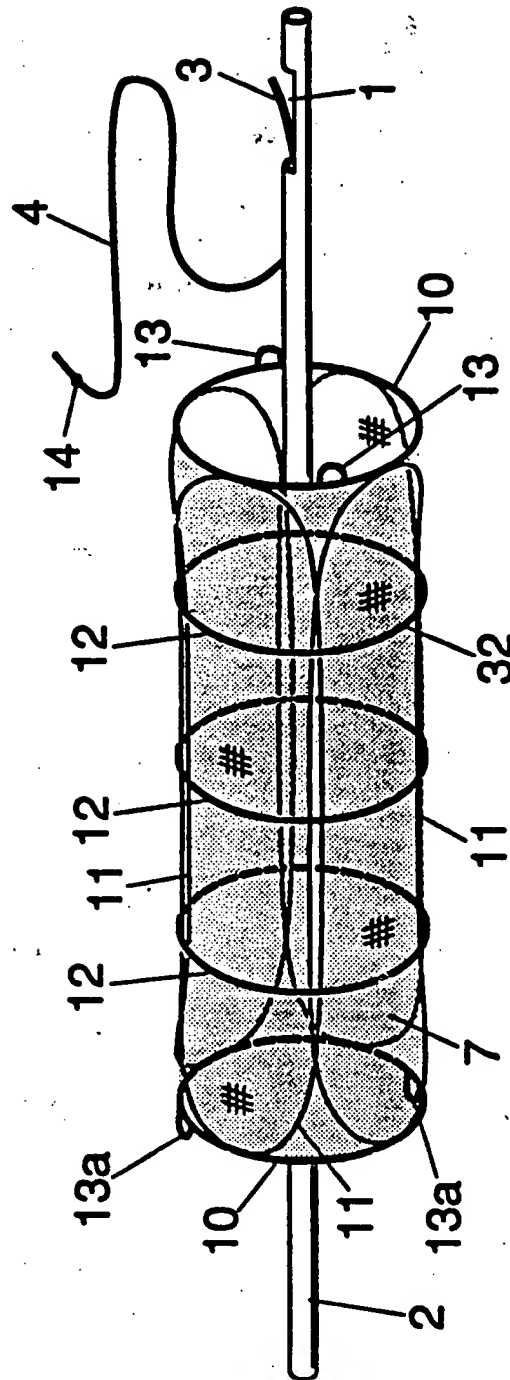




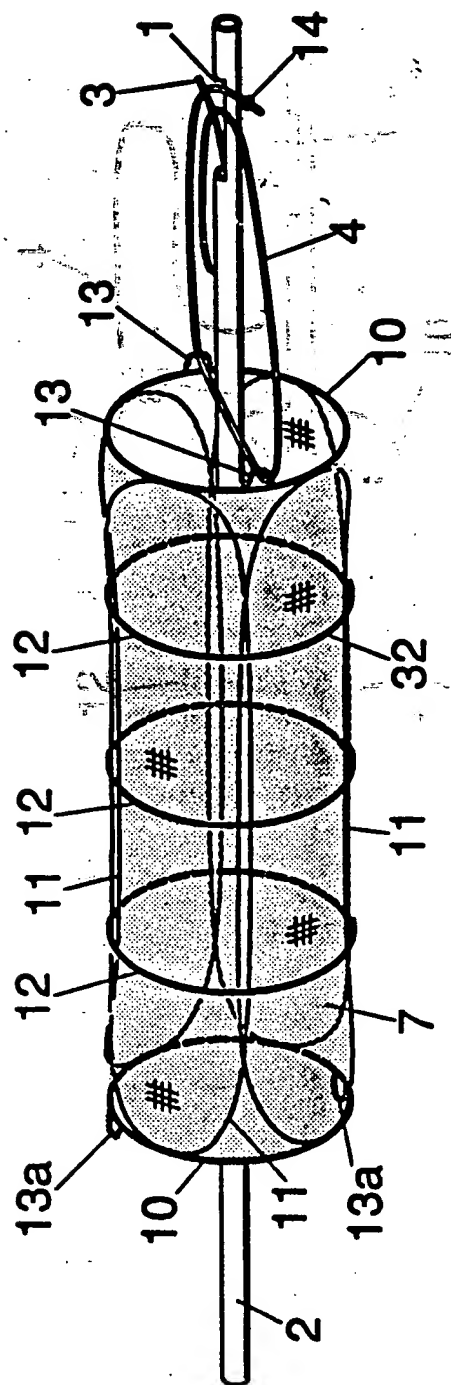
第3図



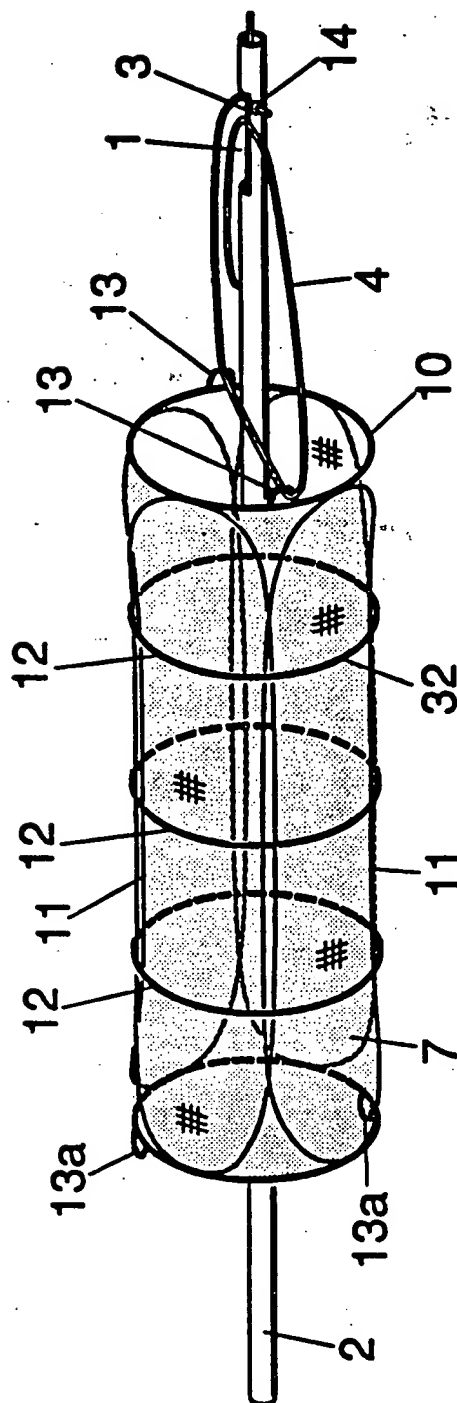
第4図



第5図

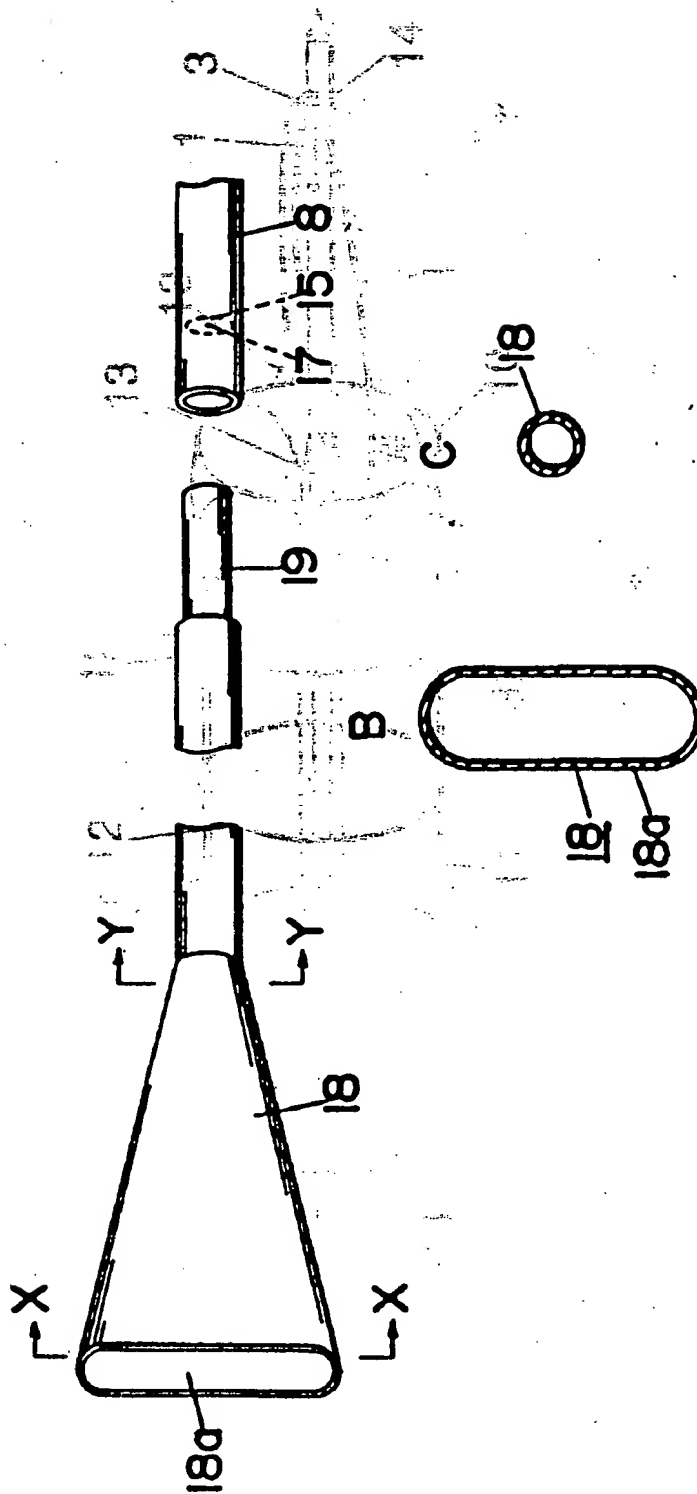


第6図

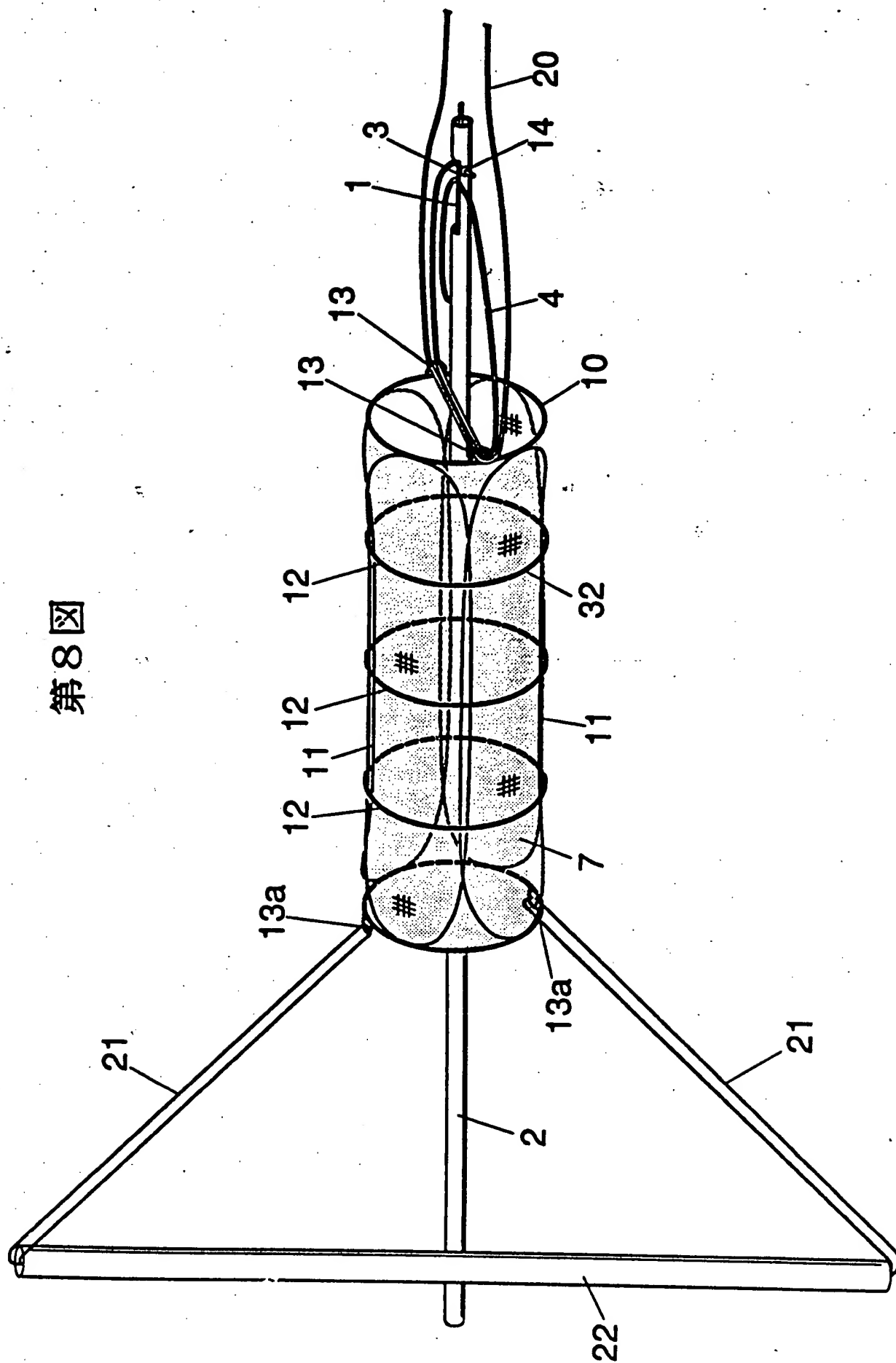


第7図

A

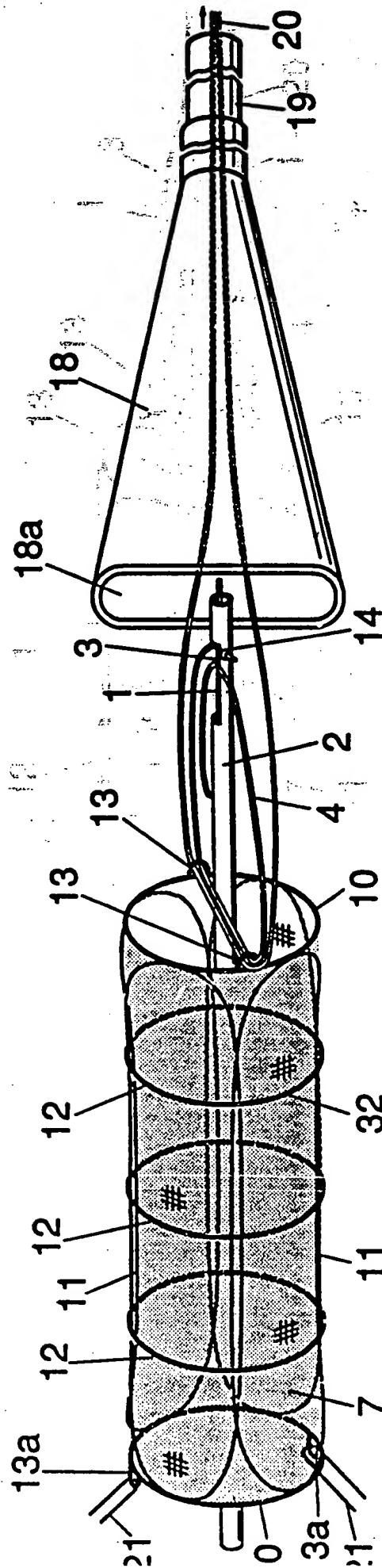


第8図

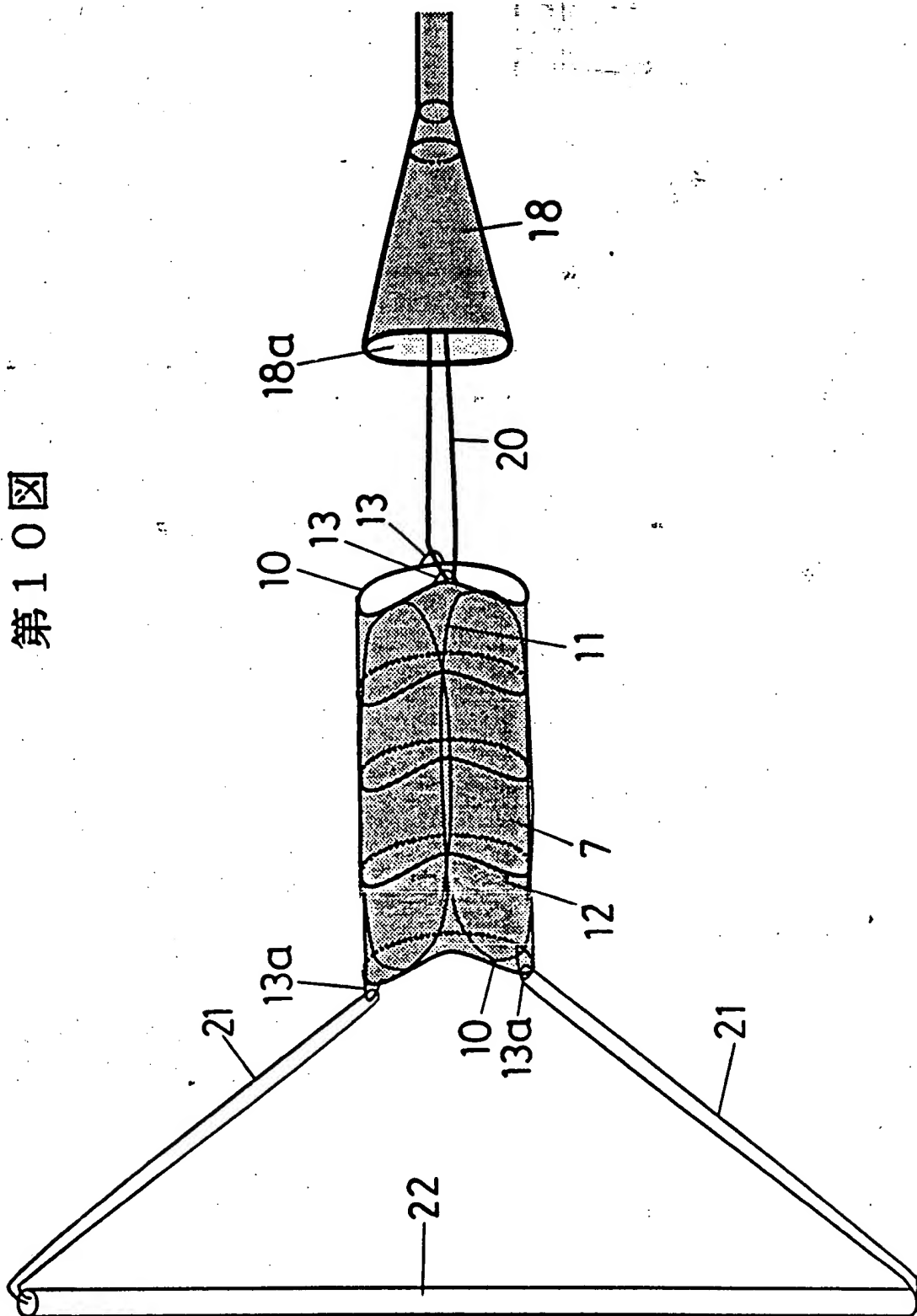


8/28

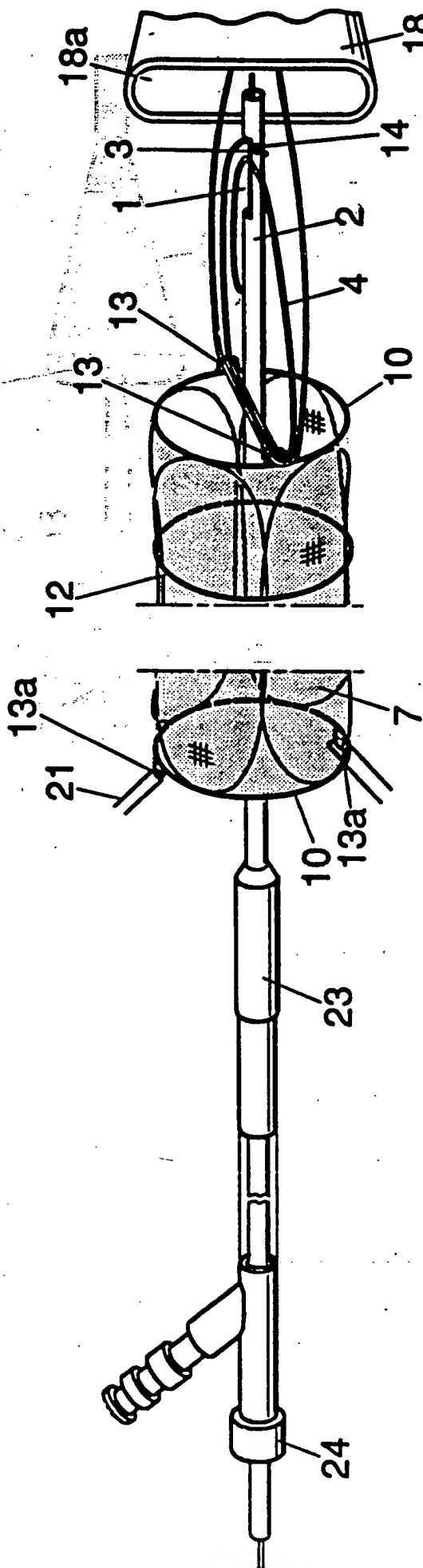
第9図



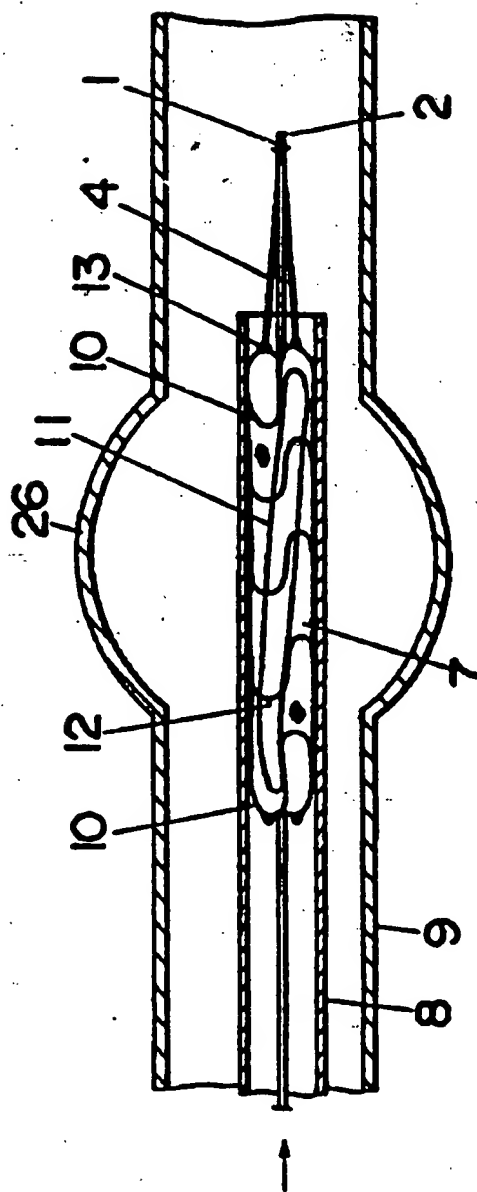
第10図



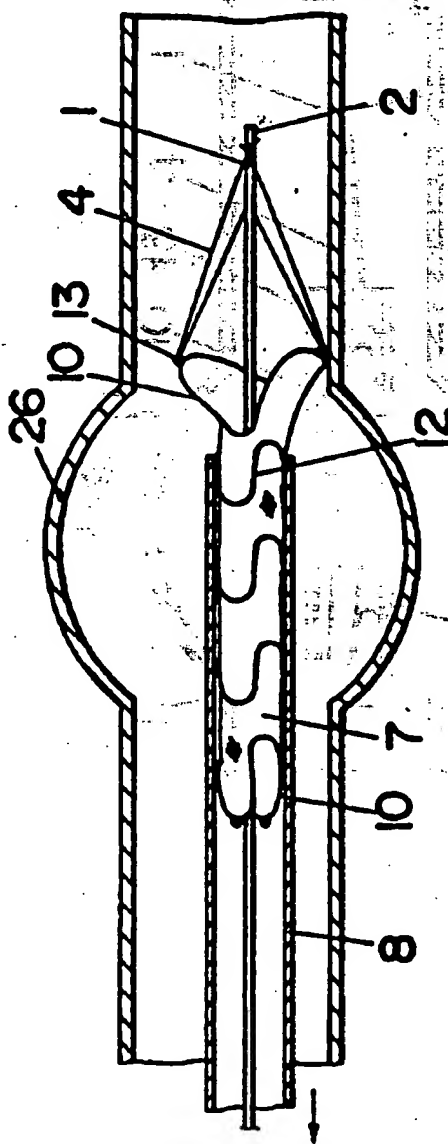
第111図



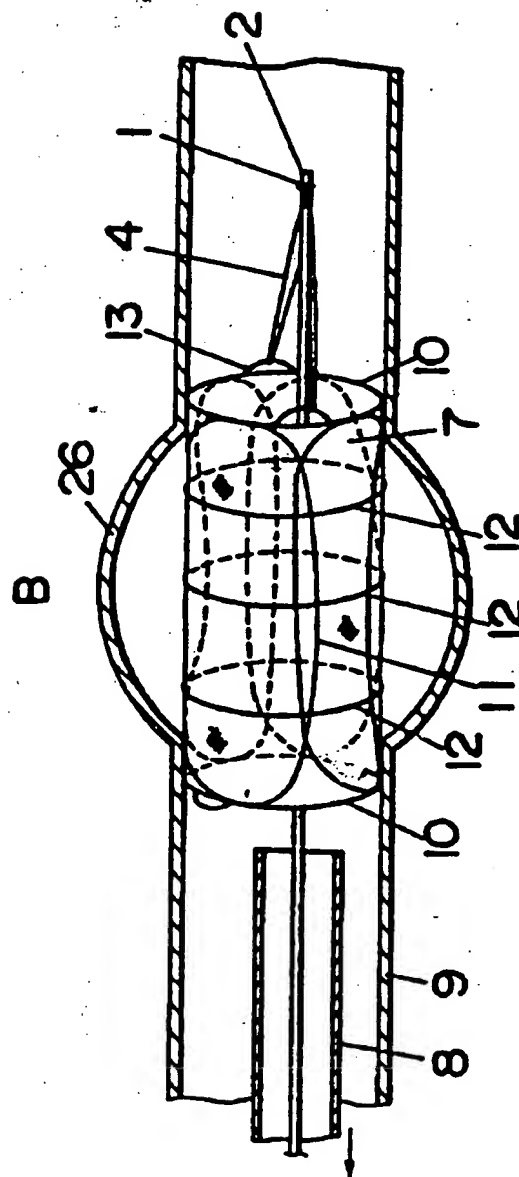
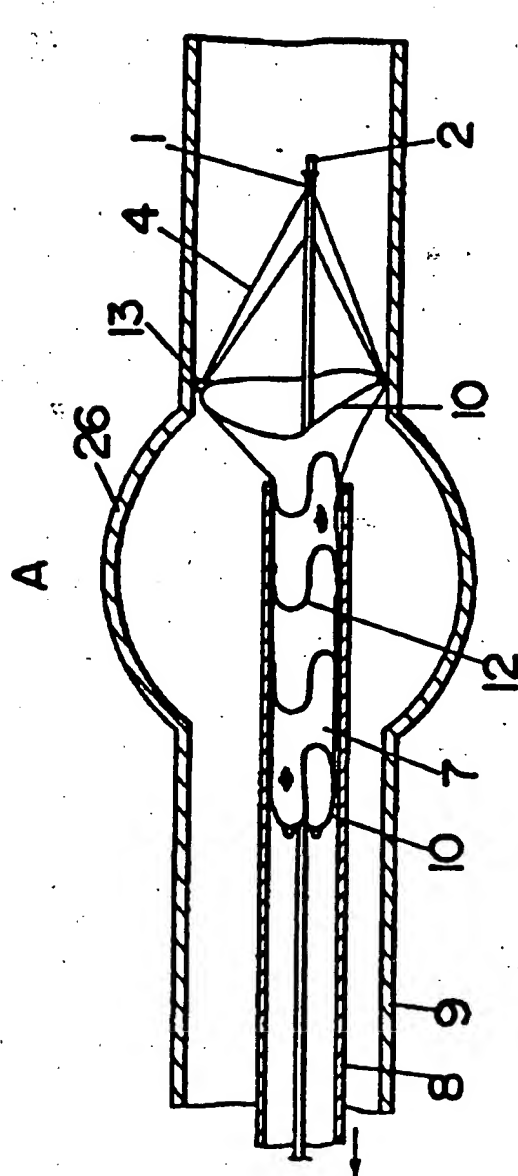
第12図



第 13 図

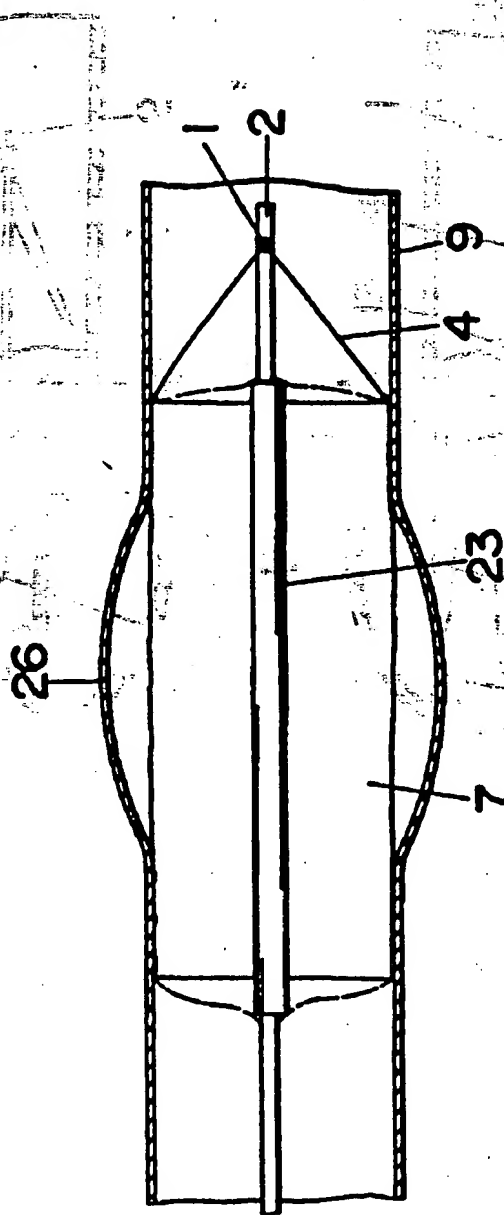


第14図

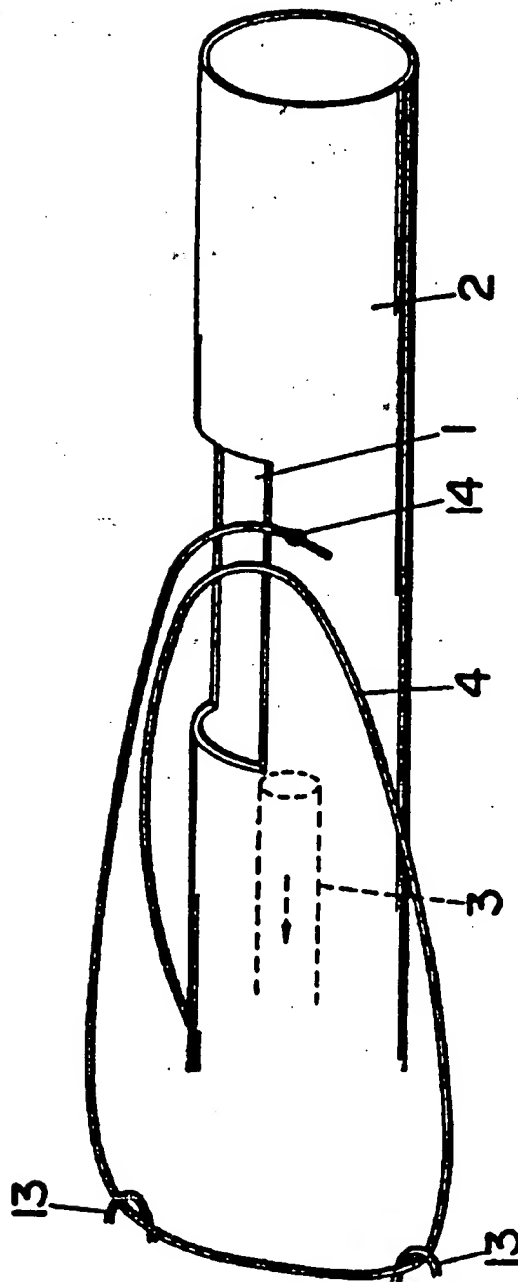


13/4/28

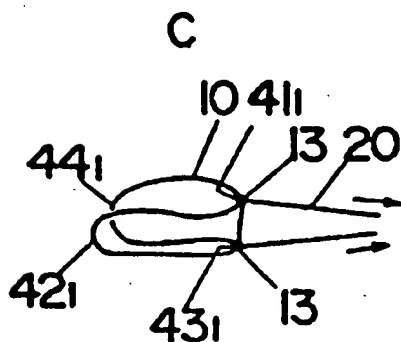
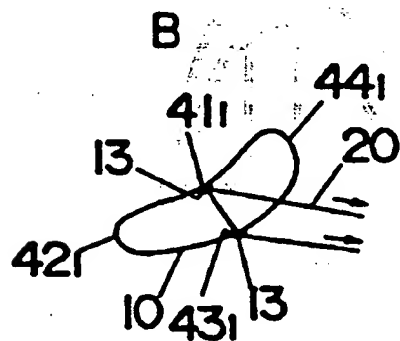
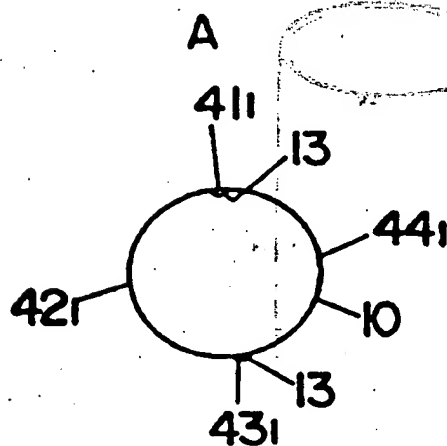
第15図



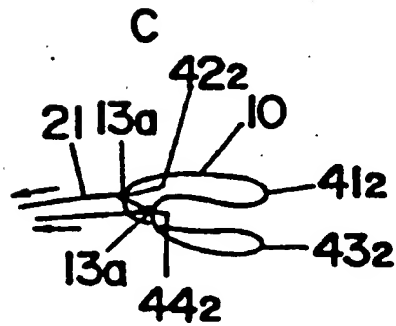
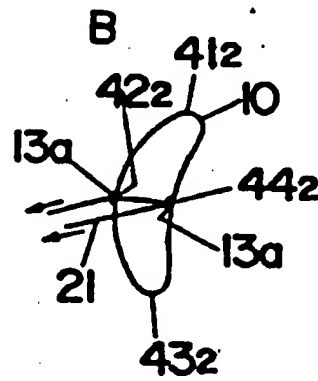
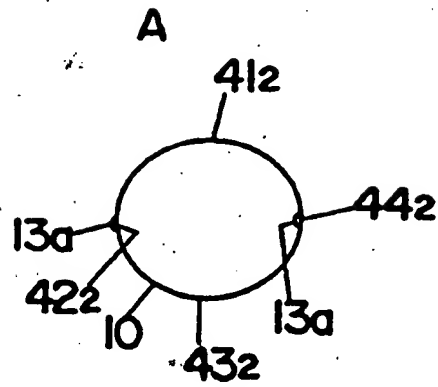
第16図



第 17 図



第 18 図



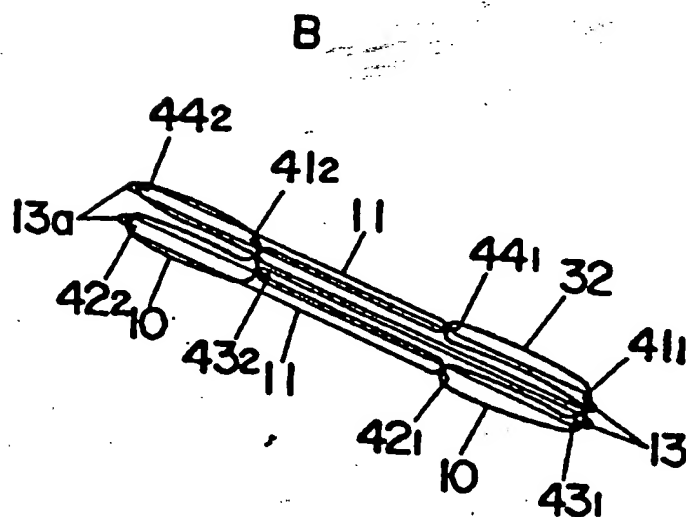
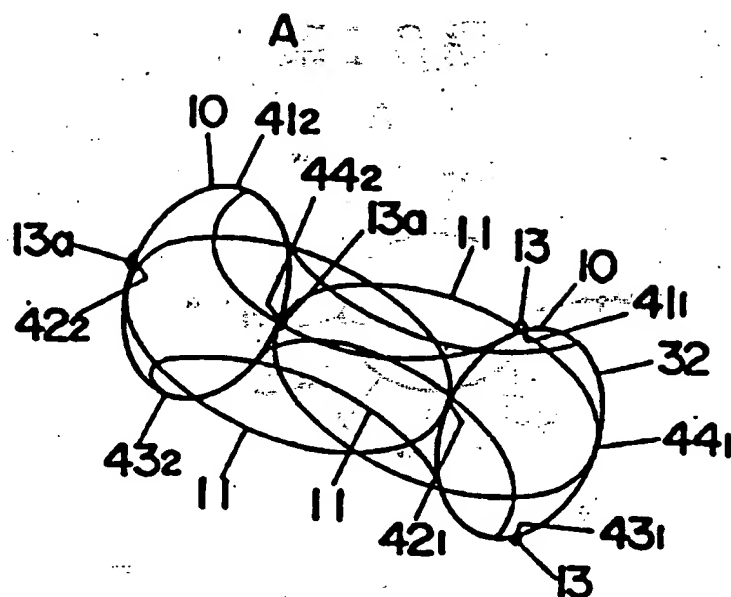
□

□

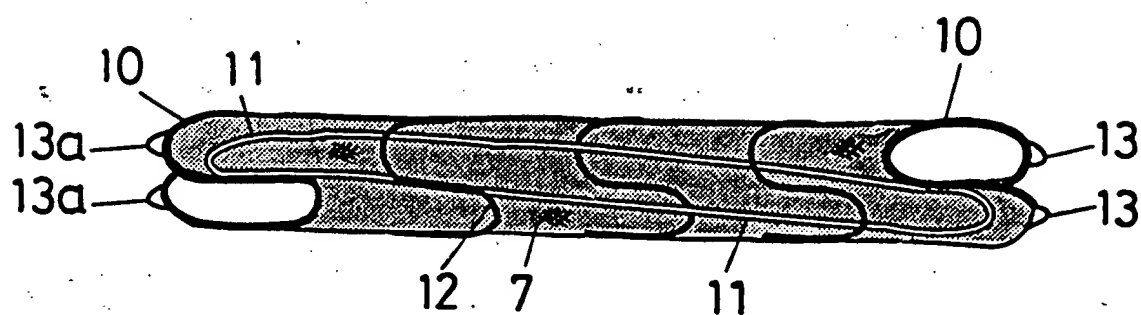
4

1

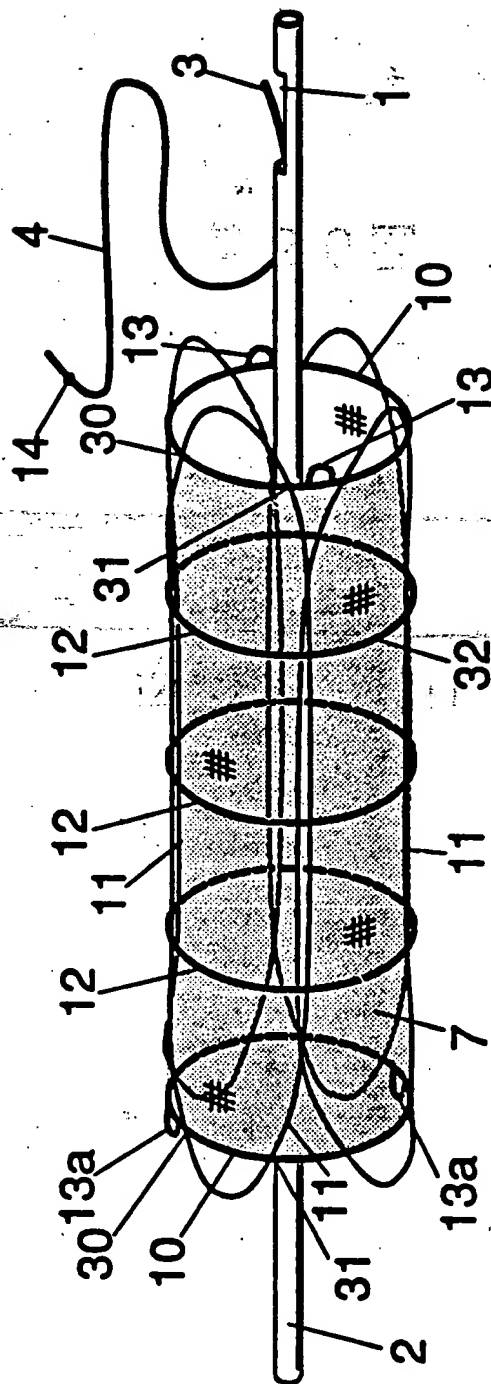
第 19 図



第20図

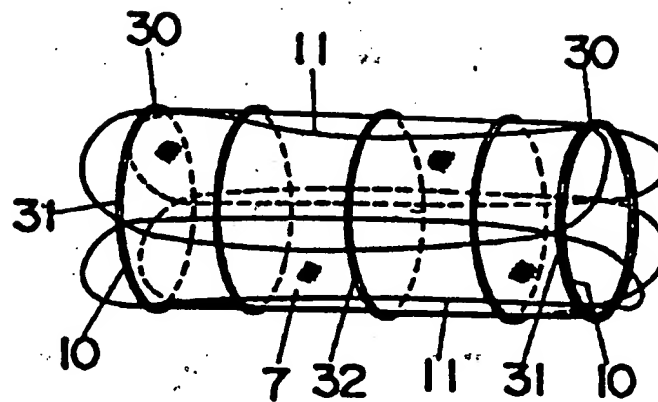


第21図

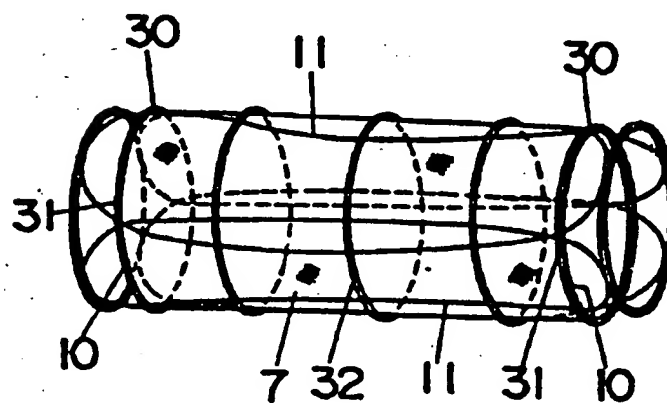


第 2 2 図

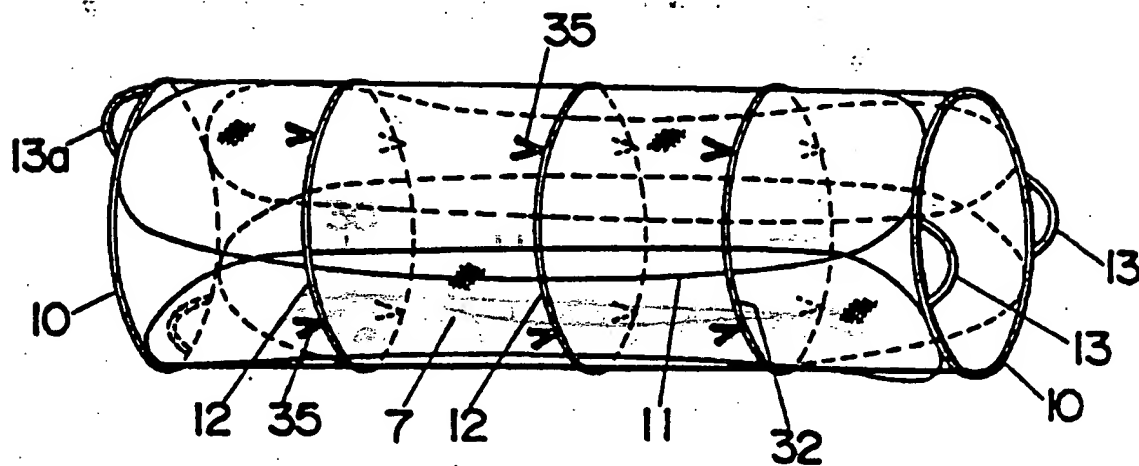
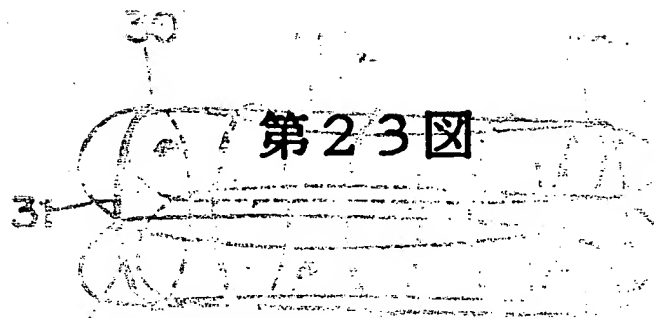
A



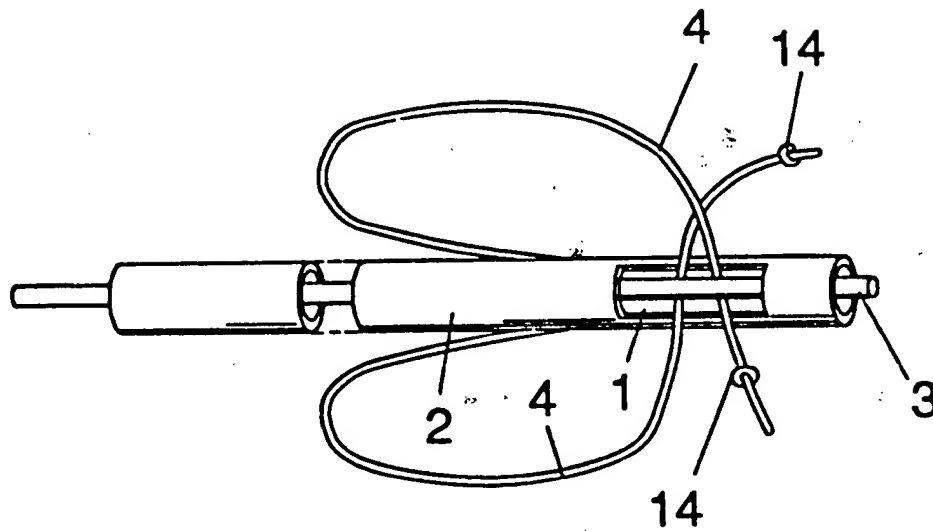
B



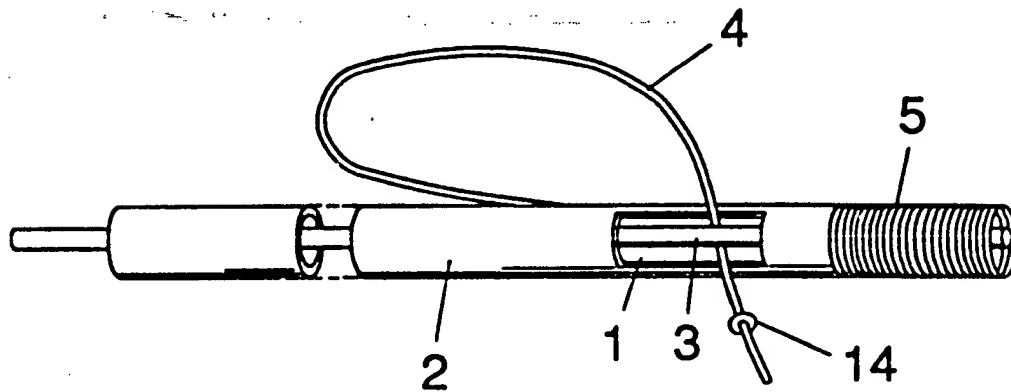
第 2 2 図



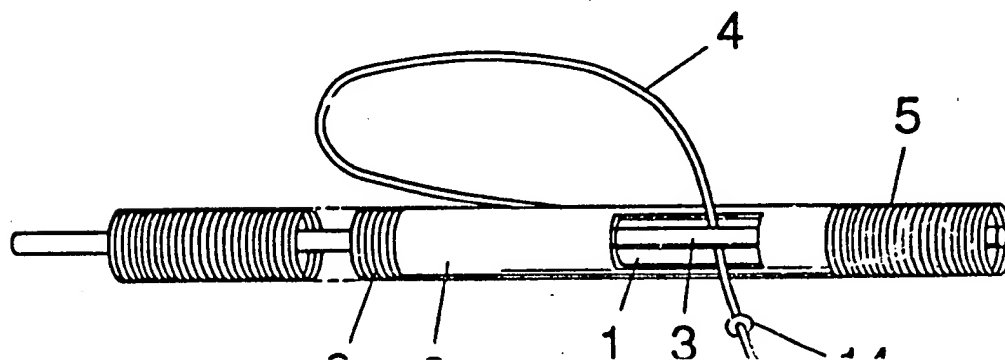
第 2 4 図



第 2 5 図

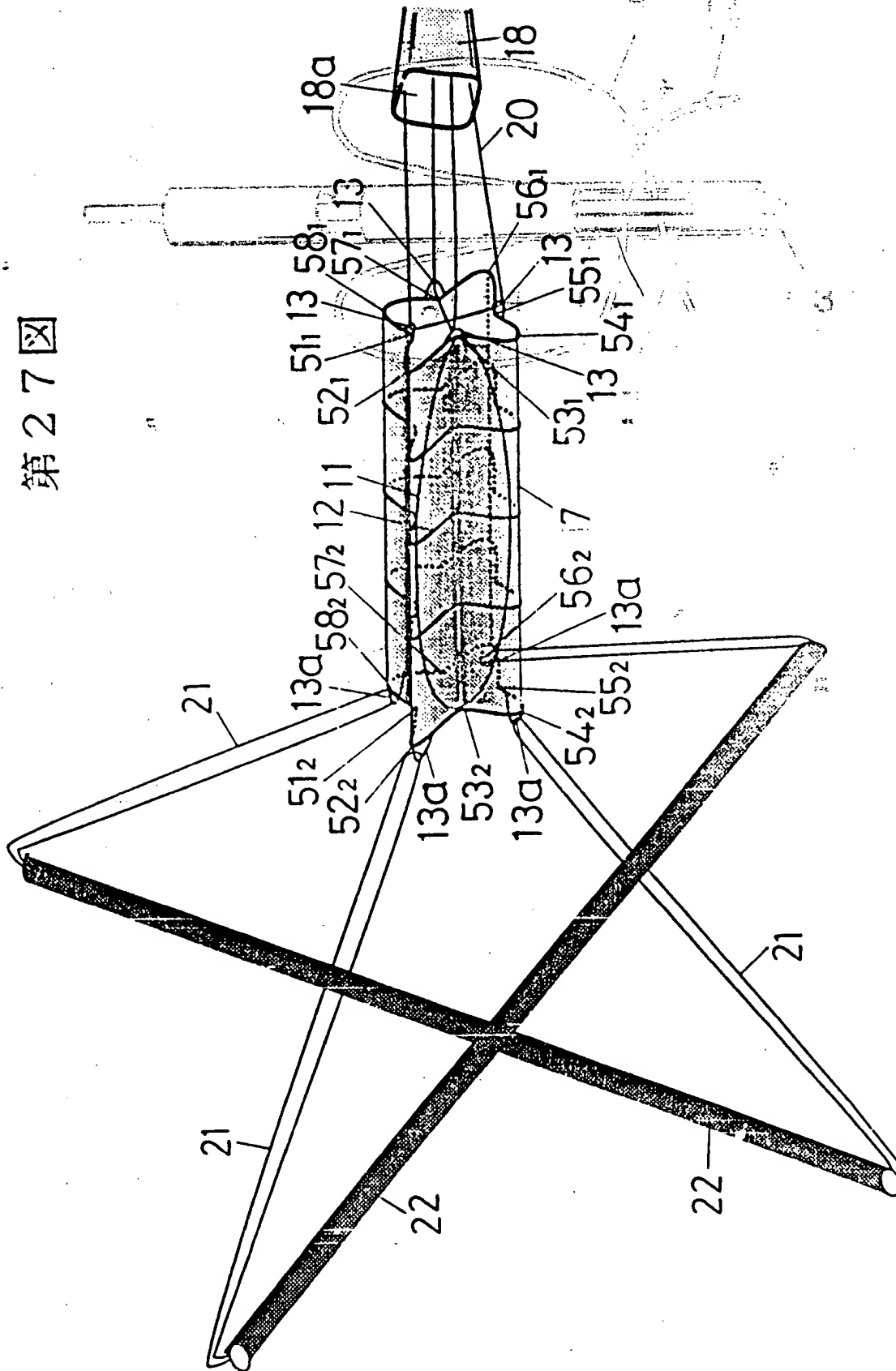


第 2 6 図

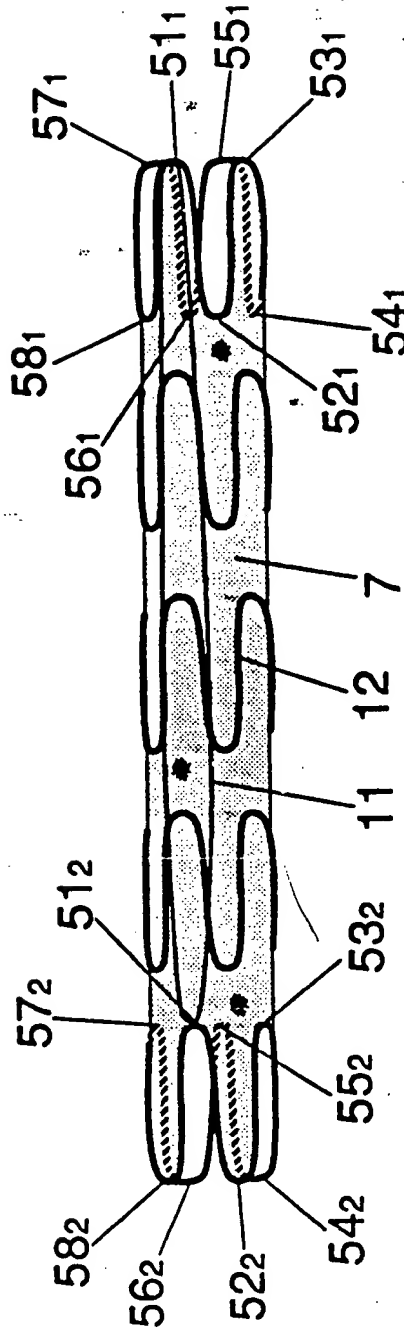


第 2 4 図

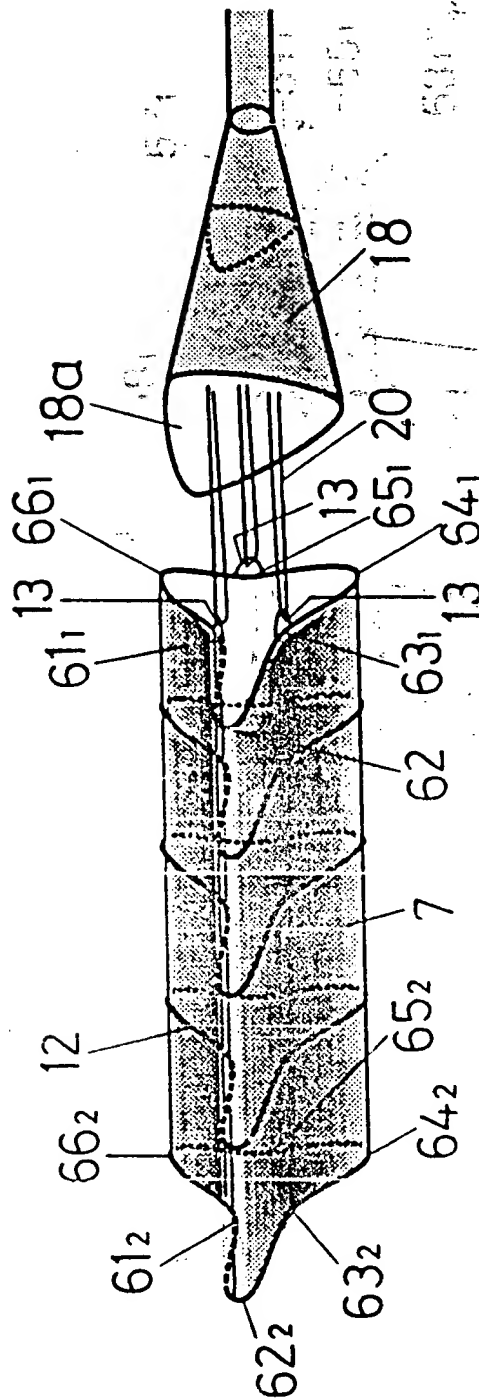
第 2 7 図



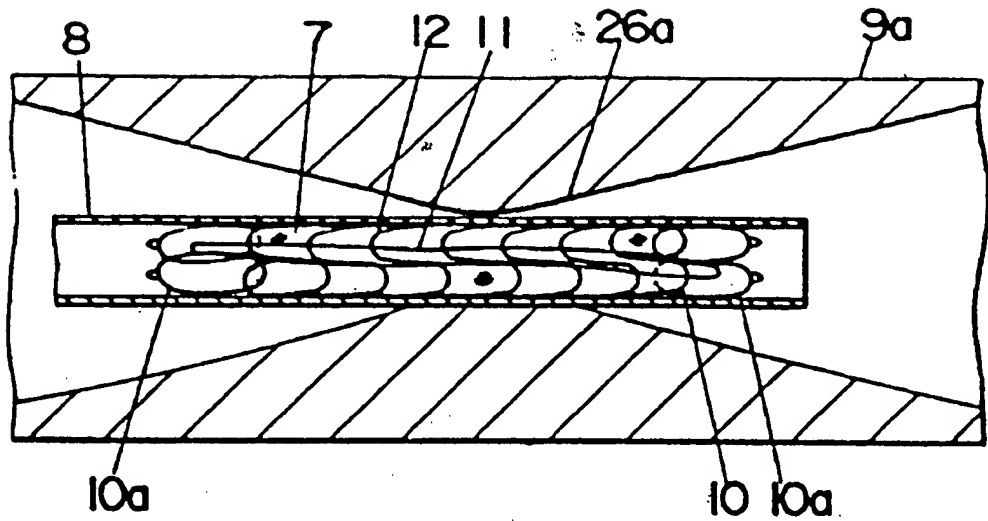
第28図



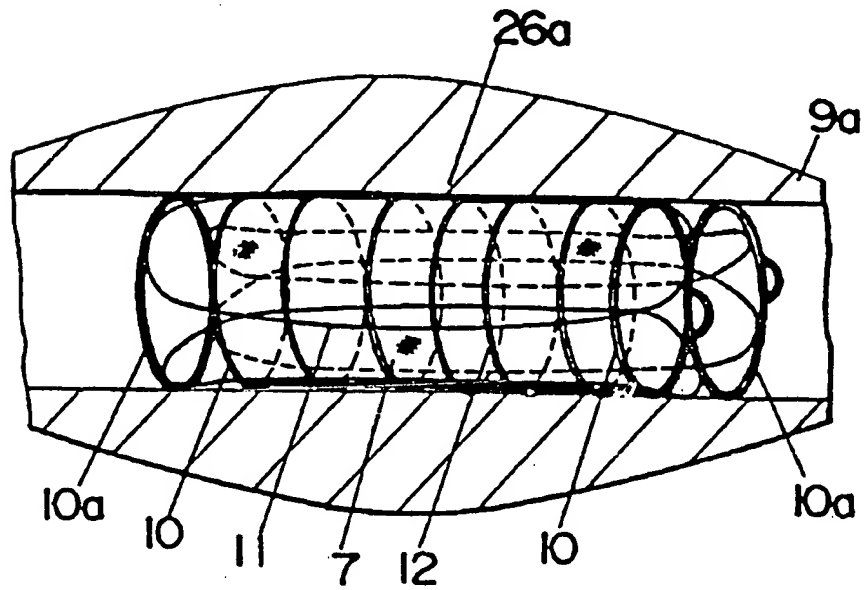
第29図



第 3 0 図



第 3 1 図



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/JP91/00180

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (If several classification symbols apply, indicate all) *		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int. Cl ⁵ A61M29/02		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched ⁷		
Classification System	Classification Symbols	
IPC	A61M29/00, A61M29/02, A61M31/00	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched *		
Jitsuyo Shinan Koho 1982 - 1990 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1982 - 1990		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT *		
Category *	Citation of Document, ¹¹ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹²	Relevant to Claim No. ¹³
A	JP, A, 64-86983 (Nippon Zeon Co., Ltd.), March 31, 1989 (31. 03. 89), (Family: none)	1-5
A	JP, A, 63-160644 (Olympus Optical Co., Ltd.), July 4, 1988 (04. 07. 88), (Family: none)	1-5
A	JP, A, 63-257576 (Olympus Optical Co., Ltd.), October 25, 1988 (25. 10. 88), (Family: none)	1-5
A	US, A, 4512338 (Alexander B. Balko), April 23, 1985 (23. 04. 85), & EP, A2, 119688 & EP, A3, 119688	1-5
<p>* Special categories of cited documents: ¹⁴</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search May 2, 1991 (02. 05. 91)		Date of Mailing of this International Search Report May 20, 1991 (20. 05. 91)
International Searching Authority Japanese Patent Office		Signature of Authorized Officer

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.